

THESE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE

Discipline : Sciences du Mouvement Humain

Spécialité : Biomécanique

Présentée par

Benjamin Goislard de Monsabert

En vue d'obtenir le grade de

DOCTEUR D'AIX-MARSEILLE UNIVERSITE

**Individualisation des paramètres musculaires pour la modélisation
musculo-squelettique de la main : application à la compréhension
de l'arthrose**

Soutenue le 19 Décembre 2014 devant le jury composé de :

Franck Multon	PU, Université Rennes 2 (FR)	Président du jury
Franck Quaine	MCU, HDR, Université Joseph Fourier (FR)	Rapporteur
Laurence Chèze	PU, Université Claude Bernard Lyon 1 (FR)	Rapporteur
Dirkjan HEJ Veeger	PU, Université de technologie de Delft (NL)	Examineur
Régis Legré	PU, PH, Aix-Marseille Université (FR)	Examineur
Éric Berton	PU, Aix-Marseille Université (FR)	Directeur de thèse
Laurent Vigouroux	MCU, Aix-Marseille Université (FR)	Directeur de thèse

École doctorale Sciences du Mouvement Humain – ED 463

Institut des Sciences du Mouvement E. J. Marey – UMR 7287 CNRS

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je tiens à remercier mes directeurs de thèse, Éric Berton et Laurent Vigouroux pour leurs conseils, leur confiance et leur soutien. Laurent, merci pour ta disponibilité permanente, ton pragmatisme et pour m'avoir transmis la « fièvre de la main ». J'ai énormément appris à tes côtés et ces années de doctorat avec toi ont été passionnantes.

Je remercie particulièrement Franck Quaine et Laurence Chèze qui ont accepté d'être rapporteurs de ce document de thèse. Merci également aux autres membres du jury, Régis Legré, Franck Multon et Dirkjan Veeger pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux.

Ce travail doctoral résulte de plusieurs collaborations dont je souhaite remercier les acteurs principaux. Je remercie très chaleureusement Frans van der Helm et Dirkjan Veeger qui m'ont accueilli pendant plusieurs mois à la Technische Universiteit Delft, qui m'ont complètement intégré à leur équipe et avec qui j'ai eu l'occasion de réaliser des travaux passionnants et riches en nouvelles expériences. Un grand merci à Jérémy Rossi avec qui j'ai collaboré avec beaucoup de plaisir sur les projets liés au power grip. Je souhaite également remercier David Bendahan du Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale pour son assistance dans la réalisation des mesures d'IRM de la main et pour l'intérêt sincère qu'il a porté à mes travaux. Je remercie Régis Legré et André Gay du service de chirurgie de la main et de chirurgie plastique du membre supérieur de l'hôpital de la Timone 2 pour le temps qu'ils m'ont accordé et pour avoir partagé leurs connaissances pragmatiques de l'arthrose et de son traitement.

Mes remerciements vont également à l'ensemble du personnel de l'Institut des Sciences du Mouvement E.J. Marey et de la Faculté des Sciences du Sport de Luminy qui m'ont fourni un cadre propice à la réalisation de ce doctorat. Je remercie particulièrement Guillaume Rao et André Jacques de l'équipe P2M pour leurs conseils et leur aide tout au long de ces années. Merci également à Pascale Chavet, Jean-Louis Milan, Maria Papaïordanidou et Fred Pous pour m'avoir aidé lors de mes premiers pas en tant qu'enseignant. Je remercie également l'École Normale Supérieure de Cachan qui a financé cette thèse ainsi que l'École Normale Supérieure de Rennes et l'ensemble du département mécatronique où j'ai pris goût à la recherche et à l'enseignement.

Ces années de thèse se sont avant tout déroulées dans une ambiance chaleureuse et amicale, et cela, grâce à l'ensemble de mes collègues à l'ISM. Je tiens tout particulièrement à remercier la team « biomécanicos » (Hugo l'animazoo, Noémie, Claude, Delphine, Chris, Guillaume (pédicure) et Gaston (« positif à bloc ! »)) et la troupe du midi (les mêmes plus Antoine, Nico Louveton, Simon, Rémy, Cécile, Guillaume C., Lionel, Hannah) pour les discussions scientifiques (ou pas), la

bonne humeur, les repas animés au RU, les pauses cafés à rallonge et les soirées au Red Lion de la pointe rouge. Merci également à Judith Visser et Bart Bolsterlee pour m'avoir accueilli dans leur bureau à la TU Delft et avec qui j'ai passé de très bons moments durant mon séjour néerlandais: dank u wel !

Je remercie mon père et ma mère qui m'ont transmis la passion d'apprendre et de transmettre et qui m'ont toujours soutenu dans mes choix. Merci aussi à mes frères Joseph et Matthias pour plein de choses mais surtout pour m'avoir donné goût à la musique.

Enfin, un merci très particulier à Pauline qui m'a soutenu (et supporté) tout au long de ces années de doctorat. Merci pour ta patience, ta compréhension et tes encouragements dans les moments difficiles et merci d'avoir (encore) accepté de me suivre dans de nouvelles aventures, cette fois-ci à Londres.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS	3
TABLE DES MATIERES.....	5
TABLE DES ABREVIATIONS.....	8
1. INTRODUCTION GENERALE.....	10
1.1 Originalités et caractéristiques notables de l'anatomie de la main	12
1.1.1 Os, articulations et mouvements.....	12
1.1.2 Architecture musculo-tendineuse de la main	15
1.1.3 Conclusions sur le système musculo-squelettique de la main.....	20
1.2 La préhension.....	20
1.2.1 La complexité de la préhension.....	20
1.2.2 Power grip et pinch grip	24
1.2.3 Les pathologies liées à la préhension	28
1.3 L'arthrose de la main.....	29
1.3.1 Un problème de santé majeur.....	29
1.3.2 Les facteurs de risques mécaniques.....	32
1.4 Évaluation des forces internes	35
1.4.1 Mesures directes des forces internes	35
1.4.2 L'électromyographie.....	37
1.4.3 La modélisation musculo-squelettique.....	39
1.5. Problématique de la thèse	46
2. DEVELOPPEMENT DU MODELE BIOMECANIQUE DE LA MAIN ET D'UN PROTOCOLE DE MESURE DE LA PREHENSION.....	50
2.1 Description du modèle Musculo-squelettique de la main.....	50
2.1.1 Segments osseux, articulations et degrés de liberté	50
2.1.2 Muscles et bras de leviers	52
2.1.3 Mécanisme extenseur	54
2.1.4 Ligaments et actions passives.....	55
2.1.5 Actions pluri-articulaires	55
2.1.6 Estimation des forces musculaires.....	57
2.1.7 Forces et pressions articulaires	58
2.2 Mesures des données d'entrée du modele	59
2.2.1 Données d'entrée de forces externes.....	59
2.2.2 Données d'entrée de cinématique	63
2.3 Mise en œuvre de la méthodologie pour le power grip	68
2.3.1 Forces musculaires.....	69
2.3.2 Force de contact articulaire	72
2.4 Conclusions et discussion sur le chapitre 2	73

3. CLARIFICATION DES FACTEURS DE RISQUES MECANIQUES D'ARTHROSE DE LA MAIN A L'AIDE DE LA MODELISATION MUSCULO-SQUELETTIQUE.....	74
Résumé.....	75
Objectif.....	75
Méthodologie.....	75
Résultats et discussion	75
3.1 Introduction.....	76
3.2 Material and methods	78
3.2.1 Experimental set-up for the grasping task protocol	78
3.2.2 Experimental set-up for the MRI protocol	80
3.2.3 Musculoskeletal model.....	82
3.2.4 Statistical analysis	85
3.3 Results	85
3.3.1 Grip forces and joint angles during the gripping tasks	85
3.3.2 Joint contact areas obtained from MRI scans	86
3.3.3 Estimated joint forces.....	87
3.3.4 Estimated joint pressures	88
3.4 Discussion.....	89
3.5 Conclusion	92
4. INDIVIDUALISATION DES PARAMETRES MUSCULAIRES POUR LA MODELISATION MUSCULO-SQUELETTIQUE DE LA MAIN.....	94
Résumé.....	95
Objectif.....	95
Méthodologie.....	95
Résultats et discussion	95
4.1 Introduction.....	96
4.2 Material and methods	98
4.2.1 Maximal voluntary contraction measurements	98
4.2.2 Model scaling procedure	101
4.2.3 Influence of the scaling on muscle force estimation	104
4.3 Results	106
4.3.1 Measured net joint moments	106
4.3.2 Variables estimated using the scaling procedure	107
4.3.3 Influence of the scaling on muscle force estimation	110
4.4 Discussion.....	113
4.5 Conclusion	117
5. CARACTERISATION DES FORCES INTERNES LORS DE LA PREHENSION POUR DES PATIENTS ATTEINTS D'ARTHROSE	120
5.1 Introduction.....	120
5.2 Matériel et méthodes.....	120
5.2.1 Sujets	120
5.2.2 Protocole	121
5.2.3 Individualisation du modèle et estimations des forces internes	122

5.2.4 Analyse des résultats	123
5.3 Résultats	123
5.3.1 Forces de préhension	123
5.3.2 Moment articulaires nets	125
5.3.3 Capacités de production de moments musculaires	126
5.3.4 Estimations du modèle.....	127
5.4 Discussion.....	129
5.4.1 Coordination des forces externes	129
5.4.2 Forces internes et capacités musculaires.....	131
5.4.4 Conclusions.....	134
6. DISCUSSION GENERALE ET PERSPECTIVES.....	136
6.1 L'arthrose de la main.....	136
6.1.1 Liens entre arthrose de la main et chargement mécanique.....	137
6.1.2 La modélisation biomécanique en tant qu'outil clinique.....	139
6.2 Modélisation biomécanique de la main et préhension.....	140
6.2.1 Estimation de la co-contraction des extenseurs.....	141
6.2.2 Individualisation des capacités musculaires	143
6.3 Conclusions	146
BIBLIOGRAPHIE	147
ANNEXE A – ARTICLE « QUANTIFICATION OF HAND AND FOREARM MUSCLE FORCES DURING A MAXIMAL POWER GRIP TASK ».....	158
ANNEXE B – ARTICLE « COMPARISON OF THREE LOCAL FRAME DEFINITIONS FOR THE KINEMATIC ANALYSIS OF THE FINGERS AND THE WRIST»	159
ANNEXE C – QUESTIONNAIRE DASH	160

TABLE DES ABREVIATIONS

ADPo	Adducteur du pouce (chef oblique)	FDS	Fléchisseur superficiel des doigts
ADPt	Adducteur du pouce (chef transverse)	FPB	Fléchisseur court du pouce
ADQ	Abducteur propre de l'auriculaire	FPL	Fléchisseur long du pouce
APB	Abducteur court du pouce	IP	Inter-phalangienne du pouce
APL	Abducteur long du pouce	LU	Lombrical
DIO	Interosseux dorsal	MCP	Métacarpo-phalangienne
DIP	Distal inter-phalangienne	MP	Métacarpo-phalangienne du pouce
ECRB	Court extenseur radial du carpe	OPP	Opposant du pouce
ECRL	Long extenseur radial du carpe	PCSA	Aire de section de coupe physiologique
ECU	Extenseur ulnaire du carpe	PIO	Interosseux palmaire
EDC	Extenseur commun des doigts	PIP	Proximal inter-phalangienne
EDQ	Extenseur propre de l'auriculaire	PL	Long palmaire
EIP	Extenseur propre de l'index	RB	Bande radiale
EPL	Extenseur long du pouce	RI	Interosseux radial
EPB	Extenseur court du pouce	TE	Tendon extenseur terminal
ES	Tendon extenseur central	TMC	Trapézo-métacarpienne
FCR	Fléchisseur radial du carpe	TMS	Trouble musculo-squelettique
FCU	Fléchisseur ulnaire du carpe	UI	Interosseux ulnaire
FDP	Fléchisseur profond des doigts	UB	Bande ulnaire
FDQ	Fléchisseur propre de l'auriculaire		

1. INTRODUCTION GENERALE

La main est un outil biologique remarquable qui est, depuis toujours, au cœur de nos vies quotidiennes. En effet, l'évolution phylogénétique de l'homme est étroitement liée au développement de capacités d'action de la main si bien que l'utilisation de cette dernière est devenue quasi-permanente grâce au nombre considérable de tâches qu'elle permet. Nous utilisons effectivement la main pour manipuler, taper, pousser, pianoter, gratter, sculpter, créer des formes, etc. Les mains sont souvent l'interface qui nous permet d'interagir et de modifier l'environnement dans lequel nous évoluons. Parmi ces tâches, certaines peuvent sembler très simples et instinctives comme donner un coup de poing ou appuyer sur un bouton. D'autres en revanche, sont très complexes et nécessitent une coordination simultanée de plusieurs doigts comme dévisser un bouchon, écrire avec un stylo, ou découper à l'aide de ciseaux.

Au-delà du nombre et de la complexité des tâches pour lesquelles elle est utilisée directement, la main est aussi utilisée dans notre quotidien en combinaison avec d'autres parties du bras ou du corps. Son implication peut être primordiale lors de certains déplacements comme monter à une échelle, grimper aux arbres ou escalader une paroi naturelle. Même lors de la marche et de la course, les mains peuvent également participer, avec le tronc et les membres supérieurs, à l'équilibre général du corps et peuvent écarter d'éventuels obstacles gênant le passage comme une branche ou une barrière. Lorsque la vision fait défaut, les mains deviennent indispensables à l'exploration de notre environnement afin de nous orienter et de guider nos déplacements. Elles représentent en effet un outil sensible qui nous permet de déterminer les caractéristiques des objets et surfaces telles que leur forme, leur dimension, leur texture ou la chaleur qu'ils dégagent. Par ailleurs, les mains représentent également un moyen très utile de communication entre les individus. La gestuelle des mains et des doigts a une place si importante qu'elle peut se substituer au langage en nous permettant notamment de nous saluer, de dénombrer, de désigner et de représenter des objets ou des idées comme manger, dormir ou conduire.

Parmi toutes les fonctions de la main, la préhension est probablement la plus primordiale et la plus fascinante. Cette fonction est utilisée de manière incessante au quotidien pour des tâches essentielles telles que manger ou boire et pour manipuler des

objets de dimension, de forme et de poids très différents. Malgré cette utilisation très commune, la préhension reste néanmoins très complexe car elle nécessite un actionnement coordonné des doigts dans le but de s'adapter aux surfaces et aux volumes des objets et de pouvoir à la fois les saisir, les soulever, les déplacer, les serrer, etc. Si l'homme est capable de concevoir des systèmes mécaniques capables d'exécuter des mouvements plus précisément et de générer des efforts plus importants qu'une main humaine, aucun outil ou robot créé par l'homme n'a encore égalé la dextérité et l'adaptabilité de nos mains.

Les constatations et la liste non-exhaustive de fonctions présentées ci-dessus permettent de comprendre pourquoi la main est un objet d'étude captivant. En effet, dans un volume réduit de quelques cm³, elle traduit la complexité de la biomécanique de la machine humaine. De ce fait, du point de vue scientifique, connaître et comprendre le fonctionnement de la main est d'un intérêt majeur pour améliorer de manière plus générale notre connaissance du corps humain et de son actionnement. Par ailleurs, d'un point de vue applicatif, l'amélioration de ces connaissances est d'un intérêt crucial pour l'ergonomie et la clinique. Cependant, malgré un nombre considérable d'études publiées ces dernières décennies, la compréhension de la biomécanique de la main et de la préhension demeure partielle. Par exemple, à l'heure actuelle, aucun chercheur, clinicien ou ergonome n'est en mesure de déterminer avec précision les chargements mécaniques subis par les muscles et les os lors de la manipulation d'un manche d'outil. De même, les modes de contrôle du système musculo-squelettique de la main par le système nerveux central sont peu connus si bien que les niveaux extrêmement élevés de co-contractions des muscles antagonistes lors de la préhension restent inexplicables. Ainsi, bien qu'elle représente un outil indispensable à notre quotidien et qu'elle ait déjà été étudiée depuis longtemps, la main représente encore aujourd'hui un vaste domaine d'exploration scientifique.

Du fait de ces lacunes dans la connaissance de la main, des pathologies fréquentes et handicapantes telles que le tennis elbow et l'arthrose de la main ne sont que partiellement comprises. Ce constat n'est pas étonnant puisque les facteurs de risques mécaniques associés à la préhension sont évalués de manière empirique et souffrent du manque d'information sur les chargements mécaniques internes au corps humain. Pour les mêmes raisons, l'élaboration et l'évaluation des programmes de réhabilitation et de

prévention des blessures de la main reste difficile. Cette situation est inquiétante et préjudiciable car la main est sujette à de nombreuses problématiques cliniques et ergonomiques dues à son utilisation intense.

Ce travail de thèse a pour but de répondre aux questionnements actuels concernant les fonctions de préhension. Ma démarche est d'utiliser les moyens de la biomécanique expérimentale et de la modélisation musculo-squelettique pour étudier la préhension et améliorer notre compréhension de problèmes cliniques. Ce document est composé de cinq chapitres dont le premier est cette introduction générale. Le deuxième présente le cadre théorique et la méthodologie qui ont guidé ce travail. Les trois chapitres suivants correspondent à des études scientifiques, certaines présentées sous forme d'article soumis ou publié, dont les objectifs seront énoncés à la fin de cette introduction générale.

1.1 ORIGINALITES ET CARACTERISTIQUES NOTABLES DE L'ANATOMIE DE LA MAIN

Afin d'exposer le contexte de ce travail de thèse et de justifier les questionnements liés aux différentes études, il me semble indispensable de présenter dans un premier temps les originalités et caractéristiques notables de l'anatomie de la main. Le but de cette partie n'est pas de fournir une description détaillée de l'anatomie de la main qui peut être retrouvée dans d'innombrables ouvrages anatomiques mais plutôt de souligner certaines caractéristiques qui sont nécessaires à la bonne compréhension de ce travail.

1.1.1 Os, articulations et mouvements

Le nombre considérable de tâches réalisables à l'aide de la main provient avant tout de son anatomie complexe qui lui permet de s'adapter à de nombreuses situations. Les cinq doigts qui composent la main représentent chacun une structure mobile à plusieurs articulations pouvant être mobilisée de manière indépendante. Dans un espace relativement réduit, la main comprend au total 27 os (14 phalanges, 5 métacarpes et 8 os carpiens). L'ensemble de ces os ainsi que ceux de l'avant-bras sont visibles sur la Figure 1.1. Les phalanges sont les os donnant leur forme aux doigts et constituent la structure mobile de la main. Les métacarpes et le massif du carpe se situent dans la

paume et représentent la base stable de la main. Chacun des cinq métacarpes se situe dans le prolongement d'un des cinq doigts. Les os du carpe sont à l'interface entre les métacarpes et les os de l'avant-bras, le radius et l'ulna. Les mouvements au sein du massif carpien sont de très faible amplitude mais participent aux mouvements globaux du poignet.

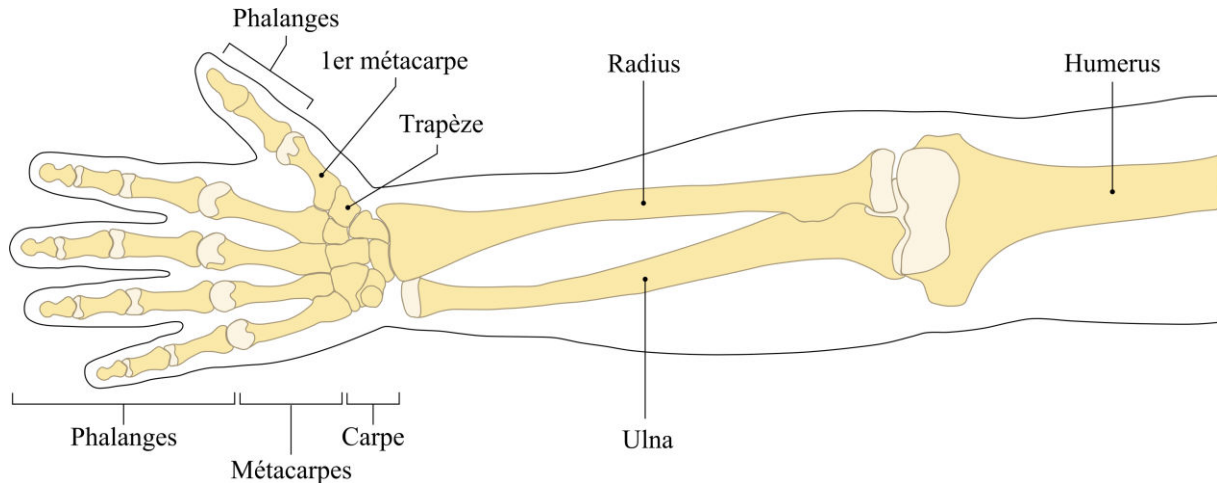


Figure 1.1 - Les os de la main, de l'avant-bras et du bras en vue palmaire.

1.1.1.a) Les doigts longs

Les doigts longs (index, majeur, auriculaire, annulaire) sont composés de trois phalanges, nommées distale, médiale et proximale, ainsi que d'un os métacarpien. Les trois articulations qui relient ces quatre os sont l'inter-phalangienne distale (DIP), l'inter-phalangienne proximale (PIP) et la métacarpo-phalangienne (MCP). Ces trois articulations permettent principalement de réaliser des mouvements de flexion-extension qui correspondent à rapprocher ou éloigner le bout des doigts de la paume en les déplaçant perpendiculairement au plan formé par le dos de la main (Figure 1.2A). Comme illustré en Figure 1.2B, l'articulation MCP permet également d'effectuer, dans de plus faibles amplitudes, des mouvements d'abduction-adduction qui correspondent à écarter ou rapprocher les doigts les uns des autres en les déplaçant dans le plan formé par le dos de la main. Pour la main, les doigts longs représentent quatre structures similaires organisées en parallèle et pouvant être mobilisées ensemble en synchronie ou chacune de manière indépendante. Ces doigts peuvent se positionner dans des configurations posturales très variées permettant de s'adapter à tous types d'objets ou de surfaces et de manipuler plusieurs objets ou réaliser plusieurs tâches en même temps.

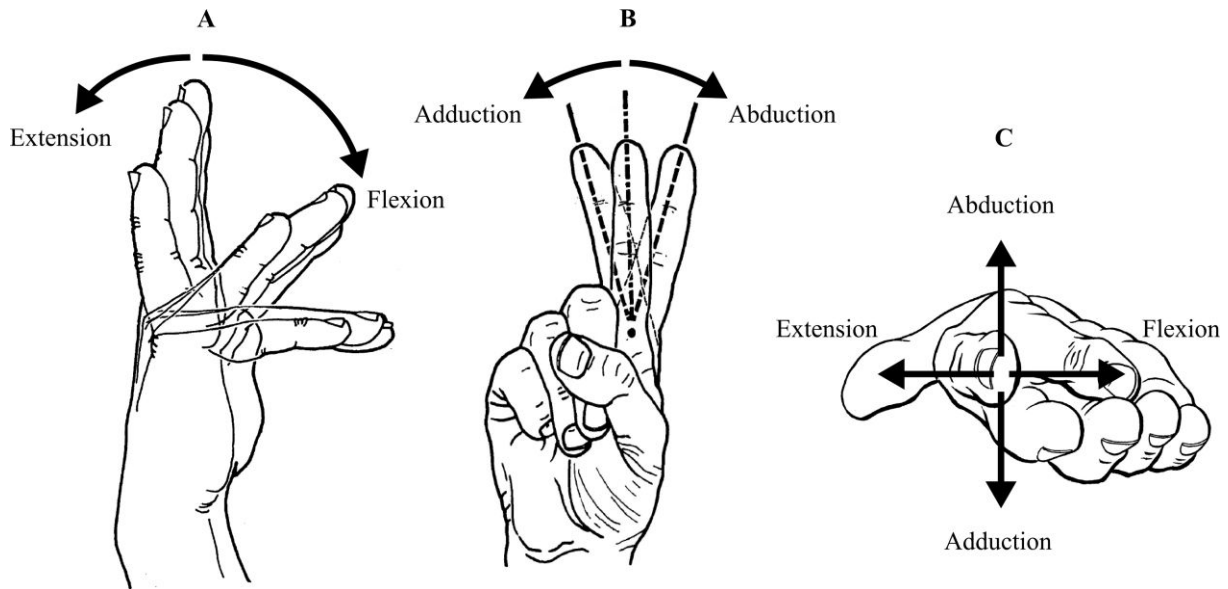


Figure 1.2 - Les principaux mouvements des doigts longs (A et B) et du pouce (C). Illustrations adaptées de [Kapandji \(1982\)](#).

1.1.1.b) Le pouce

Le pouce possède une structure sensiblement différente de celle des doigts longs (Figure 1.1). Il est composé de deux phalanges, d'un os métacarpien et de l'os trapèze qui fait partie du massif carpien. Ces quatre os sont reliés par trois articulations appelées inter-phalangienne (IP), métacarpo-phalangienne (MP) et trapézo-métacarpienne (TMC). Une des particularités du pouce est que ses mouvements, représentés sur la Figure 1.2B, s'effectuent dans des plans différents de ceux des doigts. La description de ces mouvements est relative à une posture de référence proposée par [Cooney et al. \(1981\)](#) pour laquelle la pulpe du pouce repose sur le côté latéral de l'index, au niveau de la phalange médiale ou de l'articulation DIP. Depuis cette posture, les mouvements de flexion-extension correspondent à éloigner ou rapprocher le pouce de l'index tandis que les mouvements d'abduction-adduction consistent à faire glisser le pouce sur la surface latérale de l'index (Figure 1.2B). Comme pour les doigts longs, l'ensemble des articulations du pouce permettent principalement la réalisation de mouvements de flexion-extension. Les articulations MP et TMC permettent également d'effectuer des mouvements d'abduction-adduction. Enfin, l'articulation TMC possède une amplitude de rotation axiale importante afin de rendre possible les mouvements d'opposition pour lesquels la pulpe du pouce vient faire face à la pulpe d'un ou plusieurs doigts longs. Néanmoins, cette rotation axiale est considérée comme « passive » car elle est liée

mécaniquement aux autres mouvements de l'articulation TMC et qu'elle ne peut pas être mobilisée de manière indépendante à l'aide de muscles.

1.1.1.c) Le Poignet

De manière générale, le poignet est l'articulation symbolisant les mouvements entre l'avant-bras et la main. Plus précisément, les mouvements du poignet résultent de la mobilisation de l'articulation radio-carpienne qui est à l'interface entre le radius et la rangée proximale du carpe, d'une part, et de l'articulation médio-carpienne entre les deux rangées du carpe, d'autre part. Grâce à ces deux articulations, le poignet permet d'exécuter des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction. Le poignet est étroitement lié aux mouvements de la main et permet de contrôler l'orientation générale de la main, de participer à la stabilité générale de la manipulation et d'assurer la transmission des efforts de la main aux autres articulations du membre supérieur. Il est à noter que les mouvements de prono-supination de la main, qui résultent de la rotation entre le radius et l'ulna autour de l'axe longitudinal de l'avant-bras, ne seront pas considérés dans ce travail comme des mouvements du poignet.

1.1.2 Architecture musculo-tendineuse de la main

De nombreux muscles sont nécessaires pour mobiliser l'ensemble des articulations de la main et réaliser les mouvements des cinq doigts et du poignet. Une des originalités de la configuration anatomique de l'avant-bras et de la main est de présenter dans un volume très réduit un système d'actionnement musculaire et tendineux complexe. En effet, la plupart des muscles de la main sont pluri-articulaires ce qui signifie que leur tendon croisent plusieurs articulations et que leur contraction génère simultanément des actions sur chacune de ces articulations. Ces muscles se situent ainsi à distance des articulations qu'ils mobilisent et la transmission des forces qu'ils développent fait intervenir des réseaux tendineux complexes pouvant s'étendre de l'avant-bras jusqu'au bout des doigts.

Les muscles actionnant les doigts sont divisés en deux groupes appelés les muscles extrinsèques de la main et les muscles intrinsèques de la main. Les muscles extrinsèques, représentés sur la Figure 1.3, ont un chef musculaire se situant dans l'avant-bras et s'insèrent jusqu'aux phalanges distales par le biais de longs tendons qui leur permettent de mobiliser non seulement les articulations des doigts mais aussi le

poignet. Comme illustré dans la Figure 1.4, les muscles intrinsèques se situent dans la main, s'insèrent sur les os métacarpiens et les phalanges et ne mobilisent que des articulations des doigts. Par ailleurs, d'autres muscles de l'avant-bras mobilisent uniquement le poignet car leur tendon, s'insérant au niveau des métacarpes, ne croise aucune articulation des doigts. Les muscles extenseurs du poignet sont visibles sur la Figure 1.3B.

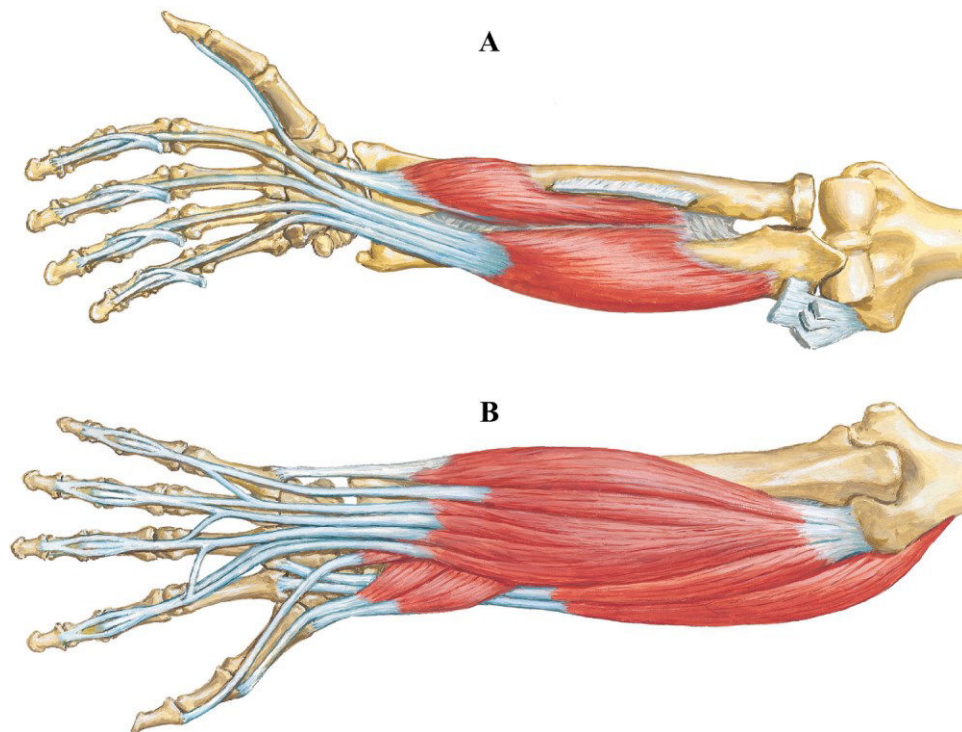


Figure 1.3 - Illustrations issues de [Netter et al. \(2010\)](#) présentant le trajet de certains muscles extrinsèques et de certains muscles du poignet. A: vue palmaire présentant les muscles fléchisseurs profonds des doigts (FDP) et du pouce (FPL). B: vue dorsale présentant les extenseurs extrinsèques des doigts longs (EDC, EDI et EDQ), des muscles extrinsèques du pouce (EPL, EPB, APL) et des muscles extenseurs du poignet (ECRB, ERCL, ECU).

1.1.2.a) Les doigts longs

Les muscles extrinsèques des doigts longs sont le fléchisseur profond (FDP), le fléchisseur superficiel (FDS) et l'extenseur commun des doigts (EDC). Comme on peut l'observer sur la Figure 1.3, ces muscles ont une structure musculo-tendineuse singulière avec quatre chefs musculaires partiellement indépendants possédant chacun un tendon qui mobilise un des doigts longs. Les muscles intrinsèques mobilisant les doigts longs incluent les sept interosseux qui possèdent chacun des origines sur deux métacarpes adjacents et qui sont au nombre de trois du côté palmaire (interosseux palmaires, PIO) de la main et de quatre du côté dorsal (interosseux dorsaux, DIO). Le

trajet des muscles DIO est représenté sur la Figure 1.4A. Les intrinsèques des doigts longs incluent également les quatre muscles lombricaux (LU) qui s'insèrent chacun directement sur un ou deux tendons du muscle extrinsèque, le fléchisseur profond FDP. Cette configuration anatomique originale, illustrée en Figure 1.4B, lie étroitement les actions mécaniques de ces deux muscles car la contraction d'un LU modifie la capacité d'action du FDP et vice versa. De plus, deux des lombricaux s'insèrent sur deux tendons différents du FDP. Ainsi, la contraction de l'un de ces lombricaux mobilise simultanément les articulations de deux doigts différents. Deux autres intrinsèques mobilisent le petit doigt, le flexor digiti quinti (FDQ) et l'abductor digiti quinti (ADQ). De manière générale, les muscles intrinsèques participent à la flexion de l'articulation MCP, l'extension des articulations PIP et DIP et sont les principaux muscles permettant les mouvements d'abduction-adduction de l'articulation MCP.

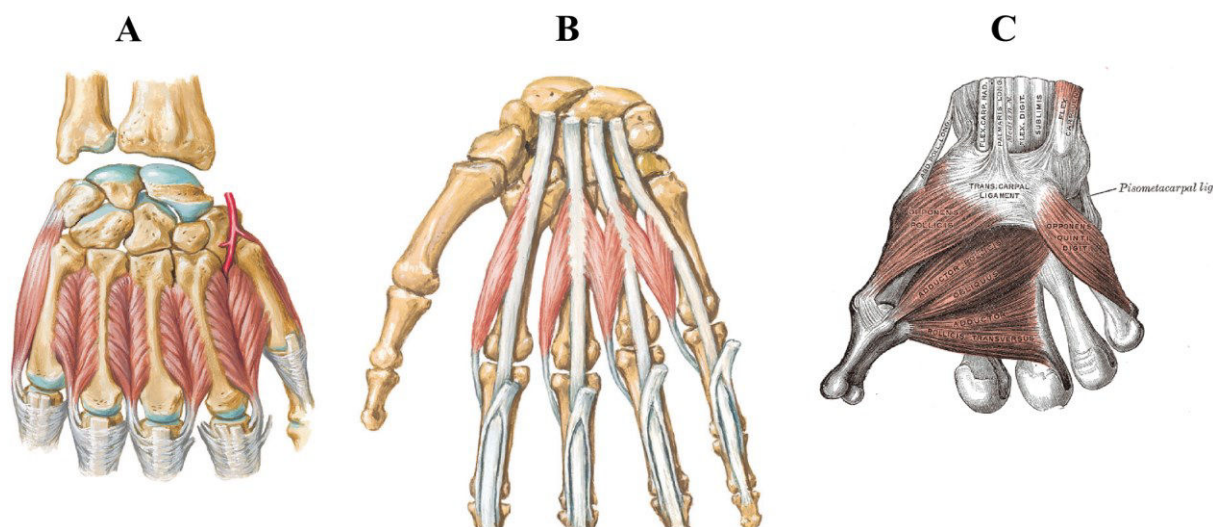


Figure 1.4 - Illustrations issues de [Netter et al. \(2010\)](#) et [Gray \(1918\)](#) présentant le trajet de certains muscles intrinsèques des doigts longs et du pouce. A : vue dorsale représentant les muscles interosseux dorsaux (DIO) et le muscle adducteur de l'auriculaire (ADQ). B : vue palmaire illustrant le trajet particulier des muscles lombricaux (LU). C : vue palmaire avec représentation du muscle opposant du pouce (OPP), des chefs transverse et oblique de l'adducteur du pouce (ADP) et du muscle ADQ.

1.1.2.b) Le pouce

Le pouce est actionné par huit muscles incluant quatre extrinsèques et quatre intrinsèques. Les muscles extrinsèques du pouce sont le fléchisseur long du pouce (FPL), l'abducteur long du pouce (APL), l'extenseur long du pouce (EPL) et l'extenseur court du pouce (EPB). Comme illustré en Figure 1.3, ces extrinsèques ont des trajets similaires à ceux des doigts longs avec une origine située dans l'avant-bras au niveau du coude et

une terminaison le long du premier métacarpien ou des phalanges. Les muscles intrinsèques du pouce sont le fléchisseur court du pouce (FPB), l'abducteur court du pouce (APB), l'adducteur du pouce (ADP) et le muscle opposant (OPP). Ces quatre muscles parcourent un trajet similaire avec une origine au niveau du carpe et une terminaison le long du métacarpien ou de la phalange proximale. Ils permettent principalement de fléchir le pouce et de réaliser des mouvements d'abduction-adduction. Certaines particularités sont tout de même à noter. Le muscle OPP, qui est le muscle le plus puissant du pouce, est relativement large et possède des zones d'insertion relativement étendues comparées à celle des muscles FPB et APB qui sont plus ponctuelles. Le muscle ADP a une forme plus triangulaire que les autres intrinsèques ; il s'insère de manière ponctuelle sur la phalange distale mais naît de deux grandes zones, une au sein du carpe et une autre tout au long du troisième métacarpe. Les insertions des muscles intrinsèques OPP et ADP sont visibles sur la Figure 1.4C. Enfin, le premier interosseux dorsal (DIO1) est souvent considéré comme un muscle de l'index car il s'insère le long des phalanges de ce doigt mais il actionne également l'articulation TMC du pouce. Cette action est possible car il possède deux larges zones d'insertion, une sur le deuxième métacarpe qui est peu mobile et une autre sur le premier métacarpe qui est un des segments mobiles du pouce. Ce muscle est notamment très important pour la préhension de précision opposant le bout du pouce à celui de l'index.

1.1.2.c) Le poignet

En plus des muscles extrinsèques de la main qui le croisent, le poignet est actionné par six muscles qui n'agissent pas au niveau des doigts. Ces muscles naissent dans l'avant-bras au niveau des épicondyles du coude et s'insèrent au niveau du carpe ou du métacarpe. Les muscles fléchisseurs du poignet comprennent le fléchisseur radial du carpe (FCR), le fléchisseur ulnaire du carpe et le long palmaire (PL). Les extenseurs du poignet, visibles sur la Figure 1.3B, comprennent le long extenseur radial du carpe (ECRL), le court extenseur radial du carpe (ECRB), et l'extenseur ulnaire du carpe (ECU). En plus de la flexion ou de l'extension, les muscles ulnaires et radiaux permettent respectivement de réaliser des mouvements d'adduction et d'abduction.

1.1.2.d) Le mécanisme extenseur

Une des particularités de la main est qu'il existe au niveau de chaque doigt un réseau tendineux appelé mécanisme extenseur sur lequel plusieurs muscles viennent s'insérer. Ce réseau, représenté en Figures 1.5A et 1.5B, assure la transmission jusqu'au bout du doigt des forces exercées par les muscles intrinsèques de la main et par les extenseurs extrinsèques naissant dans l'avant-bras. Le principe du mécanisme extenseur est que l'ensemble des tendons propres aux muscles à la base du doigt se combinent en d'autres tendons et bandes tendineuses aboutissant à un tendon unique au niveau de l'articulation distale. Ce réseau est intéressant car il permet de limiter le nombre de muscles actionnant un doigt en permettant à chaque muscle de mobiliser plusieurs articulations du doigt. Une représentation géométrique du mécanisme extenseur a été proposée par Zancolli (1979) au niveau des doigts longs, comme illustré en Figure 1.5C, et par Valero-Cuevas *et al.* (2003) au niveau du pouce.

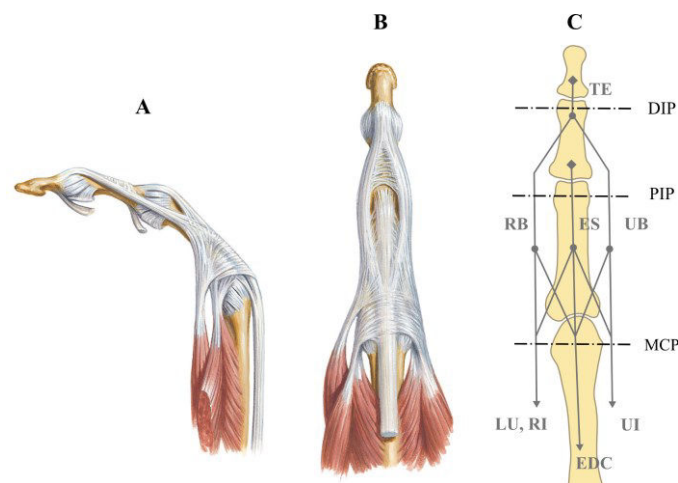


Figure 1.5 - Illustrations du mécanisme extenseur d'un doigt long en vue sagittale gauche (A) et vue dorsale (B) issues de Netter *et al.* (2010), et modélisation proposée par Zancolli (1979) en vue dorsale (C). Note : les interosseux palmaires et dorsaux peuvent également être appelés, comme ici, interosseux radiaux (RI) ou interosseux ulnaires (UI) selon leur position par rapport au doigt. Les autres abréviations sont définies dans le texte.

Au niveau des doigts longs, tous les muscles intrinsèques (lombricaux et interosseux) ainsi que les muscles extenseurs extrinsèques s'insèrent sur ce réseau. Comme illustré en Figure 1.5, le tendon de chacun de ces muscles croise l'articulation MCP et s'insère sur différents éléments tendineux du mécanisme extenseur. Les deux éléments se situant sur l'axe médian du doigt sont le tendon extenseur terminal (TE) et le tendon extenseur central (ES) qui passent du côté de dorsal de DIP et PIP, respectivement. Les deux éléments se trouvant de chaque côté latéral de PIP sont la

bande radiale (RB) et la bande ulnaire (UB). Les éléments tendineux du mécanisme extenseur fournissent aux muscles intrinsèques une configuration biomécanique originale en leur permettant d'agir simultanément en tant que fléchisseurs à l'articulation MCP et extenseurs aux articulations PIP et DIP. En effet, comme illustré sur la Figure 1.5A, leurs tendons passent du côté palmaire de MCP et se terminent, via le mécanisme extenseur du côté dorsal de PIP et de DIP. Pour le pouce, le mécanisme extenseur est moins complexe que ceux des doigts longs. Les muscles intrinsèques APB et ADP et le muscle extrinsèque EPL s'insèrent sur un seul et même élément tendineux appelé tendon extenseur terminal (TE) qui passe du côté dorsal de l'articulation IP.

1.1.3 Conclusions sur le système musculo-squelettique de la main

Cette description anatomique, bien que partielle, permet d'illustrer la complexité du système musculo-squelettique de la main. Au total, plus d'une trentaine de muscles permettent d'actionner l'ensemble des articulations des cinq doigts et du poignet. De plus, par le biais des longs tendons des muscles extrinsèques et des mécanismes extenseurs des doigts, une grande majorité de ces muscles actionnent plusieurs articulations à la fois. Enfin, certains muscles à l'anatomie particulière comme les lombricaux créent également des couplages entre les doigts. Cette complexité représente une richesse pour la main car elle lui permet d'exécuter un nombre considérable de tâches et de mouvements comme nous l'avons vu préalablement. En revanche, face à cette complexité, la compréhension des coordinations musculaires et des transmissions d'efforts mécaniques dans le système musculo-squelettique des doigts demeure superficielle. De ce fait, la quantification des forces internes dans la main représente un enjeu actuel de la recherche en biomécanique.

1.2 LA PREHENSION

1.2.1 La complexité de la préhension

De toutes les fonctions permises par les mains, la préhension est la principale. Etant donné que nous manipulons un grand nombre d'objets dans des situations très différentes, les configurations de préhension sont quasiment indénombrables. Néanmoins, deux grandes catégories de préhension ont été définies dans la littérature

(Kapandji, 1982; Landsmeer, 1962; Napier, 1956). La première correspond aux préhensions palmaires qui requièrent l'utilisation combinée des doigts et de la paume et qui sont généralement utilisées lors des tâches nécessitant des niveaux de force élevés. Cette catégorie inclut notamment les manipulations d'objets de forme cylindrique, tels qu'un manche de pelle, et de forme sphérique, tels qu'une pomme. La deuxième concerne les préhensions en pince qui impliquent uniquement des zones ponctuelles des doigts et sont principalement utilisées pour des tâches de précision avec de faibles niveaux de forces. Cette catégorie inclut notamment la préhension de pince « pulpaire » opposant les pulpes du pouce et de l'index, la préhension de pince « clé » qui oppose la pulpe du pouce au côté latéral de l'index et la préhension interdigitale qui oppose les côtés latéraux de deux doigts longs.

Bien que nous manipulions de nombreux objets au quotidien de manière naturelle, la préhension est, en fait, une tâche très complexe du point de vue biomécanique. En effet, afin d'assurer une performance et un confort optimal, les doigts doivent être coordonnés sur trois aspects à la fois : la cinématique articulaire, les actions mécaniques appliquées à l'objet et les forces musculaires.

Du point de vue de la cinématique articulaire, la préhension nécessite de choisir parmi une infinité de positions articulaires possibles celle qui permettra de saisir au mieux l'objet selon sa forme, sa dimension et son poids. Par exemple, lorsque nous saisissons un objet de petites dimensions entre le pouce et l'index, nous adoptons instinctivement une posture articulaire alors que de nombreuses autres configurations sont pourtant possibles. Pour attester cette surprenante faculté, il suffit de saisir naturellement un objet avec le pouce et l'index puis, tout en gardant contact avec l'objet, de modifier la posture des doigts afin de le faire rouler sur l'index, de le rapprocher ou de l'éloigner de notre paume. Cette infinité de possibilités apparaissant lors de la coordination de plusieurs articulations est classiquement appelée « redondance articulaire » et la main en est une illustration convaincante. Le choix que nous faisons face à cette redondance articulaire a été analysé au niveau des membres supérieurs (Flash & Hogan, 1985; Uno *et al.*, 1989) et inférieurs (Anderson & Pandy, 2001; Martin *et al.*, 2006) et semble répondre à un critère de minimisation de variables biomécaniques. Dans l'ensemble des variables proposées, les plus connues sont la dérivée de

l'accélération (Flash & Hogan, 1985), les moments nets articulaires (Uno *et al.*, 1989) et la dépense énergétique (Anderson & Pandy, 2001).

Il existe également une forme de choix concernant les actions mécaniques appliquées par les doigts à l'objet. Lors de la préhension, les forces que nous appliquons à l'objet doivent en effet permettre de le maintenir en équilibre. Ces forces doivent donc être suffisamment élevées pour vaincre les forces de gravité, ce qui nécessite d'exploiter le phénomène de frottement à l'interface doigts/objet. Bien que nous ne connaissions pas précisément la masse des objets et les coefficients de frottement impliqués, nous réussissons malgré tout très facilement à les manipuler sans qu'ils glissent de nos doigts, en utilisant notamment une marge de sécurité (Westling & Johansson, 1984). Cette marge de sécurité consiste à exercer un niveau de force supérieur au seuil d'équilibre afin de prévenir tout glissement. Ce niveau doit cependant rester raisonnable pour prévenir l'apparition prématurée de la fatigue et/ou éviter de casser l'objet. Les modes de gestion de cette marge de sécurité sont le sujet de très nombreuses études car ils témoignent de la façon dont le système nerveux central contrôle le mouvement (Cole, 1991; Kinoshita *et al.*, 1996; Westling & Johansson, 1984; Zatsiorsky *et al.*, 2005). Au-delà de la force totale appliquée, la répartition de cette force entre les doigts représente également un sujet d'investigation intéressant puisque, pour les préhensions impliquant au moins trois doigts, on retrouve une redondance d'actionneurs. Les doigts peuvent en effet se coordonner de manière quasi-infinie pour obtenir un même niveau de force totale. Similairement aux études portant sur la redondance articulaire, l'analyse de cette répartition permet de mieux comprendre les principes du contrôle moteur du corps humain. Selon les hypothèses actuelles, la répartition de force entre les doigts répond à deux grands types de contraintes (Vigouroux *et al.*, 2011b). Les contraintes dites « externes » sont associées à la tâche, comme par exemple minimiser les moments au poignet non-nécessaires à la performance (Li *et al.*, 1998) ou empêcher la rotation de l'objet en ajustant les répartition entre les quatre doigts au regard de la position du pouce (Zatsiorsky *et al.*, 2005). Les contraintes dites « internes » sont quant à elles associées principalement à l'anatomie des muscles mobilisant les doigts, comme par exemple l'interdépendance des chefs musculaires dans les muscles extrinsèques (Kilbreath & Gandevia, 1994; Reilly & Schieber, 2003; Schieber *et al.*, 2001).

Le troisième niveau de complexité réside dans les forces musculaires. La distribution de ces forces est particulièrement complexe lors de la préhension puisqu'elle intègre les contraintes de cinématique articulaire et de forces appliquées sur l'objet mais doit également assurer l'équilibre de l'ensemble des articulations des doigts et du poignet, du fait de la pluri-particularité des extrinsèques. De plus, il existe une redondance au niveau musculaire puisque, pour une même configuration articulaire et un même niveau de force de préhension, il existe une infinité de distributions de forces musculaires permettant de les réaliser. La distribution choisie face à cette redondance est souvent considérée comme optimale en assurant par exemple une répartition du chargement entre les muscles selon leur capacité. Plusieurs hypothèses ont été proposées concernant le critère utilisé par le système nerveux central pour répartir les forces musculaires et ont été testées à l'aide de processus mathématiques d'optimisation (Prilutsky & Zatsiorsky, 2002). Ainsi, lorsque nous réalisons une tâche de préhension, nous résolvons de manière inconsciente un problème de mécanique extrêmement complexe qui doit satisfaire à la fois des contraintes associées à la réalisation de la tâche et d'autres nécessaires à l'équilibre du système pluri-articulé de la main.

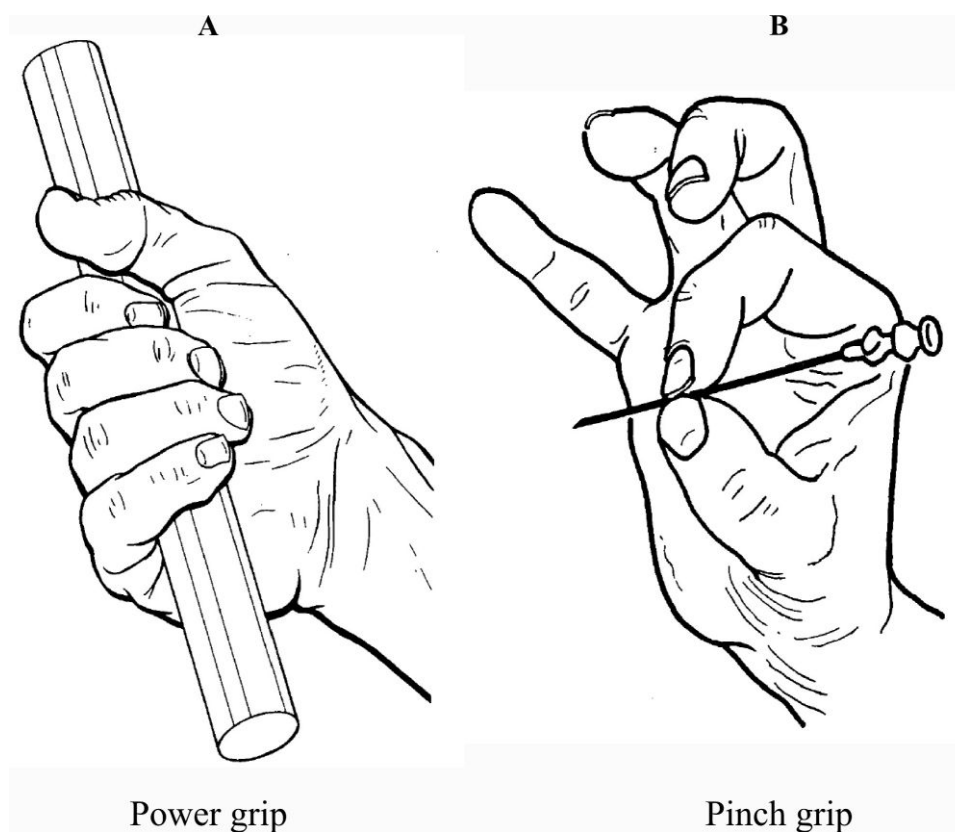


Figure 1.6 - Les deux types de préhensions étudiées dans ce document de thèse : le power grip (A) et le pinch grip (B). Illustrations issues de [Kapandji \(1982\)](#).

1.2.2 Power grip et pinch grip

Dans le but de comprendre la complexité des tâches de préhension, la littérature s'intéresse principalement à deux configurations particulières appartenant chacune à une des deux catégories définies précédemment : la préhension palmaire cylindrique, appelée « power grip », et la préhension en pince pulpaire de l'index et du pouce, appelée « pinch grip ». En effet, leur usage fréquent au quotidien les a placées au centre de nombreuses problématiques de biomécanique, d'ergonomie, et de clinique. Ces deux types de préhension, dont une illustration est fournie dans la Figure 1.6, sont fondamentalement différents. Le pinch grip est plus souvent associé à des manipulations de précision impliquant de faibles niveaux de force, telles qu'écrire ou coudre, tandis que le power grip est associé à des tâches puissantes telles que marteler ou piocher.

Un des facteurs les plus communément mesurés dans les études s'intéressant aux techniques de power grip et pinch grip est la force de préhension maximale qui représente la somme des forces appliqués à l'objet lors d'une contraction maximale volontaire. De ce point de vue, la comparaison des deux postures indiquent que les niveaux de forces durant le power grip, sont approximativement six fois supérieurs à ceux mesurés en pinch grip avec environ 800 N (Rossi *et al.*, 2012; Wimer *et al.*, 2009) contre 120 N (An *et al.*, 1985; Fowler & Nicol, 2001; Weightman & Amis, 1982). Le power grip permet donc une intensité de serrage de l'objet bien plus importante qu'en pinch grip. Cet écart s'explique par le fait que l'ensemble des cinq doigts et la paume participe à la production de force durant le power grip tandis que seules les pulpes du pouce et de l'index sont utilisées durant le pinch grip. Néanmoins, même en comparant la force appliquée par un seul doigt, l'écart entre les deux préhensions demeure important puisque l'index exerce environ 130 N durant le power grip (Amis, 1987; Kong & Lowe, 2005; Lee & Rim, 1991) contre 60 N en pinch grip (An *et al.*, 1985; Fowler & Nicol, 2001; Weightman & Amis, 1982). De manière intrinsèque, ces deux types de préhension ne permettent donc pas de réaliser de mêmes performances pour l'application de force. Une des raisons expliquant ces différences de performances réside dans la posture adoptée par les doigts qui influe directement sur nos capacités de production de force. En particulier, la relation « force-longueur », représentée dans la Figure 1.7A, traduit le fait que la force exercée par un muscle est maximale pour une longueur de fibre optimale et qu'elle chute progressivement lorsque les fibres

s'allongent ou se raccourcissent depuis cet optimum (Gordon *et al.*, 1966; Rassier *et al.*, 1999). Parallèlement, la transmission de cette force musculaire est également dépendante du bras de levier du tendon par rapport à l'articulation qui varie selon la posture (An *et al.*, 1983). Ainsi, la posture adoptée durant le pinch grip (Figure 1.6B) pourrait donc correspondre à une posture désavantageuse du point de vue des longueurs des fibres et des bras de levier musculaires qui ne permet pas les mêmes performances que durant le power grip. Cette hypothèse est plausible mais, à ce jour, aucune explication appuyée de données quantifiées n'a permis de la confirmer.

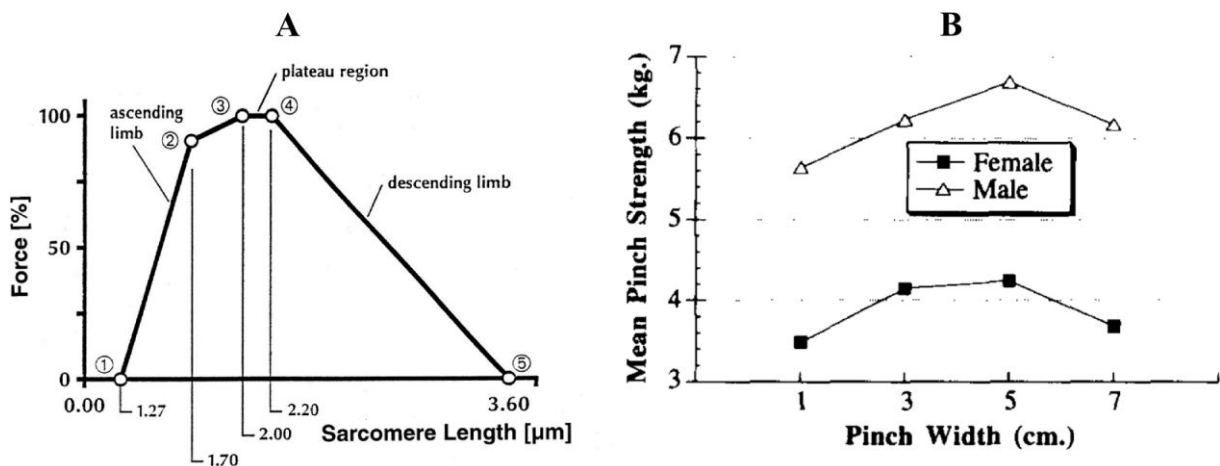


Figure 1.7 - A : Relation force-longueur mesurée par Gordon *et al.* (1966) et adaptée par Rassier *et al.* (1999). B : Relation entre la force de préhension et la taille de l'objet pour le pinch grip mesurée par Dempsey & Ayoub (1996).

L'effet de la posture sur les capacités de production de force discuté ci-dessus a été notamment analysé au travers d'études s'intéressant aux dimensions des objets. Pour les deux types de préhension, une courbe de type « U inversé » a été observée entre la force de préhension maximale et la taille de l'objet, i.e. diamètre du cylindre pour le power grip et largeur de l'objet en pinch grip. La Figure 1.7B illustre cette relation pour le pinch grip. La taille optimale permettant d'appliquer une force maximale correspond à une largeur d'objet se situant entre 4 et 6 cm en pinch grip (Dempsey & Ayoub, 1996; Domalain *et al.*, 2008; Imrhan & Rahman, 1995) et à un diamètre se situant entre 2.5 et 4 cm en power grip (Amis, 1987; Blackwell *et al.*, 1999; Edgren *et al.*, 2004; Kong & Lowe, 2005; Rossi *et al.*, 2012). Des études ont également montré que cette taille optimale est différente d'une personne à l'autre et dépend des dimensions de la main du sujet (Eksioglu, 2004; Kong & Lowe, 2005). Pour le power grip, Rossi *et al.* (2012) ont montré qu'un diamètre égal à 17.9 % de la longueur de la main permettrait une performance maximale. L'influence de la taille ayant été analysée en détail, d'autres

caractéristiques des objets manipulés sont désormais étudiées. Des études récentes ont notamment permis d'identifier que les formes des objets (Kong *et al.*, 2008) et les frottements à l'interface main/objet (Enders & Seo, 2011; Wu *et al.*, 2009) ont une influence sur la force de préhension maximale.

La préhension a également été analysée au travers de tâches dites « sous-maximales » au cours desquelles les sujets maintenaient un objet entre leurs doigts de manière statique. Ce type de tâche a permis de montrer que la marge de sécurité lors du pinch grip dépend des caractéristiques de l'objet telles que sa taille, sa masse et le coefficient de frottement doigt/objet (Domalain *et al.*, 2008; Jordan *et al.*, 2005; Kinoshita *et al.*, 1996; Westling & Johansson, 1984). Cette valeur semble varier également selon les individus en fonction par exemple de leur âge (Cole, 1991) ou de leur entraînement (Danion, 2008). A l'inverse du pinch grip, peu d'informations sont disponibles quant au contrôle de la force de préhension durant le power grip. Rossi *et al.* (2014) ont observé que, pour une même tâche de coup droit au tennis, le diamètre du manche a une influence sur les niveaux de forces appliqués à la raquette ce qui pourrait être lié à un aspect de marge de sécurité. Quel que soit le type de préhension, ce phénomène est très complexe et reste peu compris car il fait intervenir à la fois des facteurs associés à l'objet manipulé et des facteurs individuels intervenant aux niveaux biomécanique, neuromusculaire et psychologique (Gordon *et al.*, 1991; Kinoshita *et al.*, 1996).

Tandis que les études décrites ci-dessus ont permis d'obtenir des informations cruciales concernant la biomécanique et le contrôle du power grip et du pinch grip, il existe encore des questionnements peu abordés dans le domaine de la préhension. Par exemple, bien que l'ergonomie des manches d'outils ait été analysée de manière extensive, nous ne sommes toujours pas en mesure d'identifier précisément quelles zones de la main et des doigts sont impliquées dans la production de force et quelles quantités de force leur sont associées. Cette connaissance est pourtant essentielle à la compréhension et la prévention des troubles engendrés par des sollicitations locales excessives à l'interface main/manche telles que les cloques. Ajouté à ces problèmes de quantification des efforts de préhension, les cliniciens et ergonomes sont dépourvus d'information concernant les forces musculaires mises en jeu durant la préhension. En effet, à notre connaissance, aucune méthode existante ne permet de quantifier

l'ensemble des forces musculaires impliquées lors de la manipulation d'un manche d'outil. Cette méconnaissance peut sembler aberrante compte tenu du nombre de fois où nous réalisons cette tâche au quotidien. De manière plus inquiétante, sans quantification de ces forces musculaires, il est difficile d'évaluer l'exposition de chacun des muscles de la main aux troubles musculo-squelettiques tels que les tendinites. Ceci se traduit notamment, au niveau de l'ergonomie, par des conceptions de manches plus orientées sur la performance que sur la prévention de pathologies. De plus, pour le domaine clinique, ces lacunes empêchent la compréhension complète des pathologies et blessures liées à la préhension, ce qui complique fortement l'élaboration des programmes de réhabilitation qui leur sont associés.

Le manque de quantification des forces musculaires résulte également en une compréhension seulement partielle de phénomènes associés à la biomécanique de la préhension. Par exemple, plusieurs études ont observé à l'aide de l'électromyographie que les extenseurs des doigts et du poignet étaient fortement sollicités lors de tâches de préhension (Greig & Wells, 2008; Mogk & Keir, 2003; Snijders *et al.*, 1987). Cette activité est étonnante car elle est antagoniste au mouvement de préhension qui correspond à la flexion des doigts et donc à l'actionnement des fléchisseurs. A l'inverse, l'action des muscles extenseurs des doigts correspond à l'ouverture de la main et aurait donc tendance à nous faire lâcher l'objet. Il est donc très surprenant que des auteurs aient observé que l'activation des muscles extenseurs soit supérieure à celle des muscles fléchisseurs lors de tâches de préhension (Mogk & Keir, 2003). Il semblerait que cette coordination originale soit liée à la pluri-articularité des muscles extrinsèques et que les extenseurs des doigts seraient nécessaires à maintenir un équilibre mécanique au poignet (Snijders *et al.*, 1987). Malheureusement, cette hypothèse n'a jamais été validée puisqu'aucune étude n'a fourni de quantification de l'ensemble des forces musculaires mobilisant les cinq doigts et le poignet. La compréhension de ce phénomène est pourtant primordiale du point de vue clinique puisque cette sur-sollicitation des extenseurs pourrait être un des facteurs majeurs de provoquant le développement du tennis elbow (Snijders *et al.*, 1987).

L'absence d'information et de connaissances sur l'actionnement musculaire résulte du fait que l'accès à ces données est extrêmement compliqué pour la main qui, comme nous l'avons vue dans la partie 1.1, fait intervenir de nombreux muscles qui agissent

souvent autour de plusieurs articulations à la fois. Expérimentalement, cela signifie qu'il faut mesurer simultanément les forces appliquées sur chaque phalange et la cinématique de chaque articulation. Néanmoins, du fait de la complexité de la main, la majorité des études se sont focalisées sur un seul de ces types de données. En outre, bien que ces mesures de force et de cinématique puissent apporter des informations très intéressantes, elles ne suffisent pas à quantifier précisément les forces musculaires, du fait de la redondance de muscles à chaque articulation. Ce problème d'accès aux données « internes » au corps humain sera détaillé dans la partie 1.4.

1.2.3 Les pathologies liées à la préhension

L'évaluation des forces de préhension et des forces musculaires de la main pourrait rester une simple « énigme » scientifique. Cependant, de telles lacunes sont inquiétantes lorsque l'on considère la fréquence et la sévérité des pathologies de la main. Du fait de l'utilisation incessante de la préhension au quotidien, la main et l'ensemble du membre supérieur sont en effet exposés à de nombreuses blessures et pathologies. Notamment, les troubles musculo-squelettiques (TMS) qui affectent les tissus musculaires, tendineux et ligamentaires ainsi que l'arthrose au niveau ostéo-articulaire sont fréquents dans la population générale (Lawrence *et al.*, 2008; Walker-Bone *et al.*, 2004). Parmi les troubles les plus communs au niveau de l'avant-bras et de la main, on note entre autres :

- * l'épicondylite latérale, ou « tennis elbow », qui est une inflammation des tendons des muscles extenseurs du poignet et des doigts au niveau de leur insertion sur l'épicondyle latéral du coude,
- * le syndrome du canal carpien qui résulte de la compression du nerf médian au passage dans le canal carpien du poignet et se traduit par un déficit moteur du pouce ainsi que des douleurs et des sensations d'engourdissement ou de brûlures (dysesthésie) dans les doigts,
- * le doigt à ressaut qui résulte d'une inflammation chronique des tendons des fléchisseurs extrinsèques des doigts (FDS et FDP) et se caractérise par des douleurs, des difficultés à fléchir ou étendre le doigt touché jusqu'à un blocage total du doigt dans une position fléchie,
- * l'arthrose qui se traduit par une dégénérescence de l'articulation affectant les os et les tissus l'entourant et qui engendre notamment des douleurs aiguës et

des déformations osseuses. Dans la main, les articulations les plus touchées sont la TMC du pouce (rhizarthrose) et les DIP des doigts longs.

Du point de vue fonctionnel, les douleurs et dégénération des tissus générées par ces troubles se traduisent par des pertes de capacités de production de forces (Alizadehkhayat *et al.*, 2007; Zhang *et al.*, 2002) et des difficultés importantes pour réaliser des tâches de la vie quotidienne (Kalichman & Hernández-Molina, 2010; Walker-Bone *et al.*, 2004).

Le nombre de cas de troubles du membre supérieur recensés chaque année n'a cessé d'augmenter au cours des deux dernières décennies (Aptel *et al.*, 2011). En France, pour l'année 2011, la caisse nationale d'assurance maladie des travailleurs salariés a indemnisé 43 359 cas de TMS du membre supérieur ce qui représentait plus de trois quarts des maladies professionnelles recensées cette année-là. La main et le poignet étaient les sites les plus affectés avec 43 % des cas contre 36 % pour l'épaule et 19 % pour le coude. Du point de vue socio-économique, les conséquences associées aux TMS du membre supérieur sont dramatiques tant au niveau individuel, de par les incapacités qu'elles engendrent, qu'au niveau des entreprises pour lesquelles les TMS représentent un coût important.

Parmi les troubles énoncés ci-dessus, mon travail de thèse s'est particulièrement focalisé sur l'arthrose de la main qui représente un problème de santé majeur. En terme de prévalence, près d'une personne sur cinq présente des douleurs symptomatiques après 70 ans (Zhang *et al.*, 2002). De plus, contrairement aux traitements existants pour les TMS (van Tulder *et al.*, 2007), aucune solution existante ne fournit de résultats satisfaisants au niveau de la récupération des capacités fonctionnelles des patients atteints d'arthrose de la main (Zhang *et al.*, 2007).

1.3 L'ARTHROSE DE LA MAIN

1.3.1 Un problème de santé majeur

L'arthrose est une pathologie dégénérative engendrant une dégradation et une perte progressive de cartilage. Elle est caractérisée par des affections multiples au niveau des articulations touchées telles que la formation d'excroissances osseuses et l'inflammation des tendons et ligaments les entourant (Kalichman & Hernández-Molina, 2010). Les

symptômes manifestant son apparition incluent la présence de douleurs, de raideurs et de gonflements au niveau des articulations pouvant évoluer avec la sévérité des affections énoncées ci-dessus. La Figure 1.8 illustre les déformations importantes que l'arthrose peut engendrer au niveau des articulations et des doigts. Dans l'ensemble du corps humain, les articulations des doigts et du pouce font partie des sites les plus touchés par l'arthrose avec le genou et la hanche (Arden & Nevitt, 2006; Zhang & Jordan, 2010). Les personnes âgées sont les plus atteintes. En effet, après 55 ans, 15 à 25 % de la population présente des symptômes (Dillon *et al.*, 2007; Lawrence *et al.*, 2008; Zhang *et al.*, 2002) et 50 à 80 % présente des signes radiographiques (Caspi *et al.*, 2001; Dahaghin *et al.*, 2005; Jones *et al.*, 2001; Kalichman *et al.*, 2010). Les dégénération entraînée par la pathologie engendrent d'importants handicaps chez les patients tels que la diminution des capacités de force de préhension (Dominick *et al.*, 2005; Jones *et al.*, 2001; Lee *et al.*, 2012; Zhang *et al.*, 2002), la réduction des amplitudes articulaires (Jones *et al.*, 2005) ou encore des difficultés à exécuter des tâches de la vie quotidienne (Jones *et al.*, 2001; Zhang *et al.*, 2002).

De nombreux traitements ont été élaborés jusqu'à présent dans le but de réduire les douleurs arthrosiques et de restaurer les capacités fonctionnelles des patients (Zhang *et al.*, 2007). Les traitements pharmaceutiques correspondent à la prescription de médicaments tels que des antalgiques permettant d'atténuer les douleurs articulaires ou des anti-inflammatoires afin de freiner la dégénération du cartilage lors des poussées inflammatoires. Les traitements non-pharmaceutiques regroupent des thérapies non-invasives et incluent par exemple la pose d'orthèses qui viennent soutenir ou immobiliser l'articulation, la pratique d'exercices de kinésithérapie et l'éducation à la protection des articulations. Enfin, lorsque ces deux types de traitements s'avèrent insuffisants pour réduire les douleurs et les handicaps engendrés par l'arthrose, les interventions chirurgicales sont généralement préconisées. Au niveau de la main, les opérations les plus couramment pratiquées concernent le traitement de la rhizarthrose (articulation TMC) et incluent l'ablation du trapèze (trapézectomie), la fusion des deux os de l'articulation (arthrodèse), la pose de prothèse (arthroplastie) et l'affaiblissement du muscle APL. Du fait de leur caractère invasif, la prise de décision et le choix de l'intervention chirurgicale est souvent spécifique à chaque patient. Par exemple, pour les personnes âgées, l'arrêt des douleurs sera primordial alors que pour les personnes jeunes, l'intervention visera plutôt à restaurer des capacités de force et une mobilité

articulaire permettant de continuer de pratiquer des activités professionnelles et quotidiennes. Sur ce dernier point, les gestes chirurgicaux décrits ci-dessus restent peu satisfaisants (Zhang *et al.*, 2007) avec notamment des déchaussements réguliers des prothèses et seulement 50 % de succès pour l'affaiblissement de l'APL. Cette efficacité limitée et la variabilité des résultats obtenus restent peu comprises par manque d'accès aux données de forces internes au corps humain. Sans cette connaissance quantifiée de la biomécanique de la main, la définition précise du comportement attendu au niveau articulaire après opération et l'évaluation du bénéfice obtenu reste impossible.

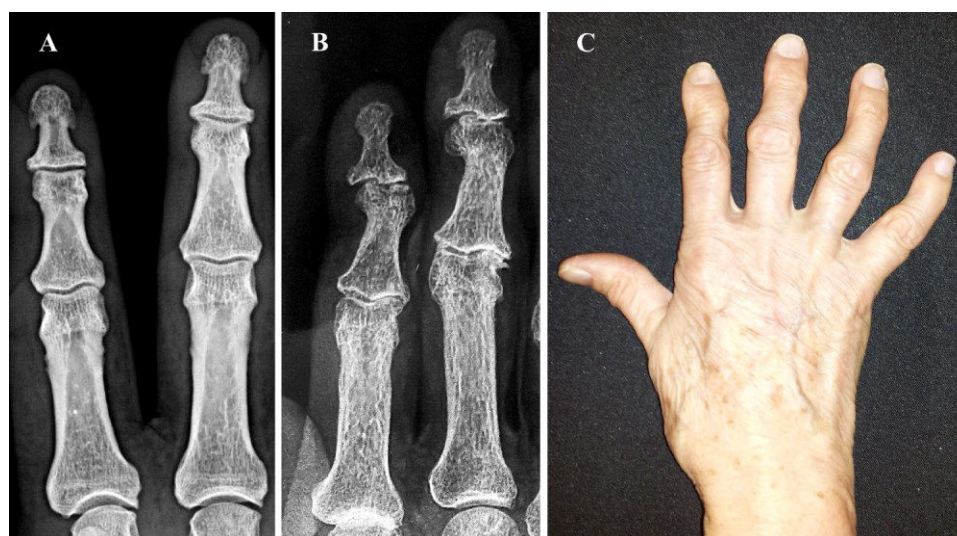


Figure 1.8 - Radiographies de l'index et du majeur d'une main droite non-pathologique (A) et d'une autre atteinte d'arthrose (B). C : Photo de la main droite d'une patiente atteinte d'arthrose.

Face à la sévérité des handicaps engendrés par l'arthrose et aux difficultés d'élaboration de traitements efficaces, la compréhension des facteurs de risques est primordiale afin d'améliorer la prévention. Les nombreuses études ayant été menées à ce sujet indiquent clairement que l'arthrose est engendrée par une combinaison de facteurs, certains très bien identifiés et d'autres hypothétiques. En ce sens, les cliniciens distinguent arthrose primitive et arthrose secondaire. L'arthrose primitive est dite idiopathique, c'est-à-dire que les causes exactes de la pathologie sont inconnues. Pour ce type de cas, les pistes majeures semblent être la prédisposition génétique, le vieillissement naturel, et le taux d'hormones sexuelles (Alexander, 2004; Herrero-Beaumont *et al.*, 2009), mais aucune preuve réelle n'a été apportée. A l'inverse, les causes de l'arthrose secondaire sont bien identifiées (Arden & Nevitt, 2006; Hart & Spector, 1995; Herrero-Beaumont *et al.*, 2009) et incluent notamment :

- * les anormalités anatomiques qui entraînent une surcharge de certaines zones de l'articulation par rapport à d'autres,
- * les traumatismes qui endommagent les surfaces articulaires et provoquent donc une usure accélérée du cartilage,
- * les maladies inflammatoires, telles que l'arthrite rhumatoïde, qui affecte la capsule synoviale et donc l'ensemble des tissus entourant l'articulation,
- * les dérèglements métaboliques, résultant par exemple d'un diabète, qui altère la qualité du cartilage.

Au-delà de ce caractère multifactoriel, les chargements mécaniques subis par les articulations, autrement dit les forces et pressions de contact articulaires, sont vus comme le facteur de risque primordial car ils sont associés à l'usure de l'articulation (Alexander & van Puymbroeck, 1994; Arden & Nevitt, 2006; Hart & Spector, 1995; Herrero-Beaumont *et al.*, 2009; Zhang & Jordan, 2010).

1.3.2 Les facteurs de risques mécaniques

Les études concernant les facteurs de risques mécaniques sont le plus souvent contradictoires et donnent lieu à des conclusions différentes. Une première hypothèse serait qu'un chargement mécanique élevé des articulations participerait au développement de la pathologie. En effet, il a été observé que les personnes ayant une force de préhension élevée sont plus exposées (Chaisson *et al.*, 1999), que la main dominante est plus fréquemment et plus sévèrement affectée (Caspi *et al.*, 2001) et que les membres paralysés semblent moins à risques (Segal *et al.*, 1998). Ce point de vue est cependant contrasté par des études animales qui semblent indiquer que les articulations ne subissant pas d'activités physiques sont également à risques, autrement dit qu'une réduction du chargement mécanique pourrait engendrer l'arthrose (Alexander & van Puymbroeck, 1994). Aucune de ces deux hypothèses n'a cependant été validée du fait de la difficulté de mesure des forces internes au corps humain et de l'aspect multifactoriel de l'arthrose. La quantification des chargements mécaniques subis par les articulations semble être une des clés permettant de comprendre l'influence des facteurs de risques mécaniques de développement de l'arthrose.

1.3.2.a) Risques associées aux types de préhension

Les articulations de la main font partie des articulations les plus fréquemment touchées dans le corps humain (Arden & Nevitt, 2006; Lawrence *et al.*, 2008; Zhang & Jordan, 2010). En mettant cette fréquence d'occurrence au regard de l'utilisation incessante de la main, la piste du développement de l'arthrose suite à des chargements excessifs de l'articulation apparaît comme particulièrement plausible. Certaines observations cliniques semblent illustrer ce lien mais ne trouvent cependant pas d'explication quantifiée. En particulier, il semble qu'il y ait des risques spécifiques associés à l'utilisation de certaines tâches de préhension au quotidien. Il a été notamment observé pour certaines articulations que les personnes favorisant la préhension de type pinch grip semblent être plus exposées que celles utilisant la préhension power grip (Hadler *et al.*, 1978; Jensen *et al.*, 1999; Lawrence, 1961; Moran *et al.*, 1985; Solovieva *et al.*, 2006). Cette observation est surprenante puisque, comme nous l'avons vu précédemment, les niveaux de force de préhension semblent indiquer l'inverse avec des forces en pinch grip six fois inférieures à celles durant le power grip. Si le chargement mécanique est à l'origine de l'arthrose, cela signifierait que, malgré de faibles niveaux de forces appliquées à l'objet, le chargement articulaire durant le pinch grip pourrait être suffisamment élevé pour endommager l'articulation. En conséquence, les tâches utilisant le pinch grip telles qu'écrire ou coudre, seraient donc potentiellement plus traumatisantes au niveau ostéo-articulaire qu'une tâche utilisant le power grip, telle que frapper au marteau ou manipuler une pioche. De manière évidente, le constat uniquement fondé sur la mesure de force de préhension n'est pas suffisant pour conclure quant aux mécanismes de développement de l'arthrose. Il est donc nécessaire d'apporter des données quantifiées sur le comportement mécanique des articulations des doigts durant ces deux tâches.

1.3.2.b) Risques spécifiques aux articulations

Les études cliniques indiquent également que des risques semblent être spécifiques aux différentes articulations et que les cinq doigts ne soient pas affectés de la même manière par l'arthrose. Une illustration de ces risques spécifiques est que les articulations les plus fréquemment et sévèrement touchées sont les articulations distales (DIP) pour les doigts longs, et, à l'inverse, l'articulation proximale (TMC) pour le pouce (Caspi *et al.*, 2001; Dahaghin *et al.*, 2005; Zhang *et al.*, 2002). Ainsi, alors que les

cinq doigts ont une structure mécanique similaire avec trois segments mobiles en chaîne ouvertes, ils sont affectés de manières différentes par l'arthrose. Les chargements dans les articulations du pouce seraient donc différents de ceux de l'index ou d'un autre doigt long. Certaines études suggèrent que la raideur des articulations pourrait expliquer ces différences entre pouce et doigts longs. [Jónsson et al. \(1996\)](#) ont trouvé une association entre une hyper-laxité de TMC et la rhizarthrose qui ne semble pas exister au niveau des doigts longs. La biomécanique complexe du pouce, et particulièrement celle de l'articulation TMC qui permet les mouvements d'opposition, pourrait effectivement participer à expliquer les différences de développement d'arthrose en comparaison avec les doigts. Mais comme pour les questionnements liés aux tâches de préhension, aucune donnée de chargements dans les articulations n'est venue confirmer ces hypothèses si bien que la compréhension de ces phénomènes reste en suspens.

1.3.2.c) Facteurs des risques individuels

Outre les risques mécaniques d'arthrose associés à l'activité de préhension et ceux propres à la biomécanique de la main, certains facteurs de risques sont spécifiques aux individus. Toutes les personnes ne sont effectivement pas égales face au développement de la pathologie. En particulier, comme abordé précédemment, l'arthrose peut résulter de prédispositions génétiques, de dérèglements hormonaux ou mêmes d'autres pathologies qui sont des facteurs variant d'un individu à l'autre. D'un point de vue biomécanique, les propriétés du système musculo-squelettique peuvent également faire partie de ces facteurs de risques individuels. Selon l'historique de leurs activités, de leur entraînement ou de leurs pathologies, il est possible que des individus présentent des adaptations particulières au niveau ostéo-articulaire ou musculaire pouvant avoir une incidence sur le développement de l'arthrose. Notamment, comme discuté auparavant, un des facteurs de risque communs de l'arthrose secondaire est la présence d'anomalies anatomiques des os ou de la surface articulaire, faisant par exemple suite à une fracture osseuse. Par ailleurs, il est envisageable qu'une personne présentant de très fortes capacités musculaires ou des déséquilibres importants entre les capacités des agonistes et des antagonistes puissent être plus à risques. Ainsi, au-delà de la compréhension de la préhension et de la main en général, il est important de prendre en compte certaines individualités aux niveaux musculaire et ostéo-articulaire afin d'adapter les traitements cliniques et les programmes de prévention à chaque personne.

1.4 ÉVALUATION DES FORCES INTERNES

Compte tenu des questionnements soulevés dans les parties précédentes, l'obtention de données quantifiées concernant les forces exercées par les muscles et les articulations semble indispensable. Cette partie a ainsi pour but de donner une vue d'ensemble des moyens expérimentaux et computationnels permettant d'évaluer ces données internes en présentant leur principe, leurs avantages et leurs limites.

1.4.1 Mesures directes des forces internes

La mesure directe des forces transmises dans les structures musculo-squelettiques, des techniques consiste à insérer des capteurs de forces et de pressions dans le corps. Du fait de l'aspect invasif de ces capteurs, ce type de méthodes a été plus largement réalisé sur des échantillons de cadavres ([Chantelot et al., 2008](#); [Moran et al., 1985](#); [Pearlman et al., 2004](#); [Valero-Cuevas et al., 2000](#)) et sur des animaux vivants ([Ravary et al., 2004](#)) que sur l'homme vivant ([Fleming & Beynnon, 2004](#)).

Dans le but d'évaluer les niveaux de forces musculaires chez l'homme vivant, des études ont consisté à placer des capteurs à jauges de contraintes autour de tendons des fléchisseurs extrinsèques de la main de patients subissant une opération du canal carpien ([Dennerlein et al., 1998](#); [Kursa et al., 2005](#); [Schuind et al., 1992](#)). La figure 1.9A fournie une illustration de la mise en place en environnement clinique d'un tel protocole. Ces études ont notamment permis d'avoir accès à des données de forces dans les tendons des muscles FDP et FDS durant une tâche d'appui avec un doigt. Au niveau du membre inférieur, des capteurs à fibres optiques ont été insérés dans les fibres du tendon d'Achille, comme illustré en Figure 1.9B, et de la patella pour des mesures en laboratoire durant le saut et la course ([Finni et al., 2000](#); [Komi et al., 1996](#)). Comparés aux jauges de contraintes, les systèmes à fibres optiques sont moins invasifs et permettent donc une utilisation en laboratoire moins contraignante en termes de mouvement pour le sujet. Il est cependant important de noter que deux à trois semaines de récupération étaient nécessaires pour que les sujets marchent à nouveau normalement ([Komi et al., 1996](#)), ce qui représente un obstacle majeur à la généralisation de tels protocoles. De plus, les études réalisées jusqu'à présent montrent que la portée de ces capteurs est limitée à des mesures locales le long de tendons ou ligaments suffisamment gros et superficiels pour être instrumentés. Ainsi, ces systèmes

ne semblent pas applicables à l'étude de l'ensemble des tendons et muscles de la main dont la complexité a déjà été abordé en partie 1.1. En effet, une quarantaine de capteurs, un par tendon, devraient alors être placés tout autour de la main et de l'avant-bras, ce qui serait hautement invasif pour le sujet et demanderait un temps et des moyens d'installation inenvisageables.

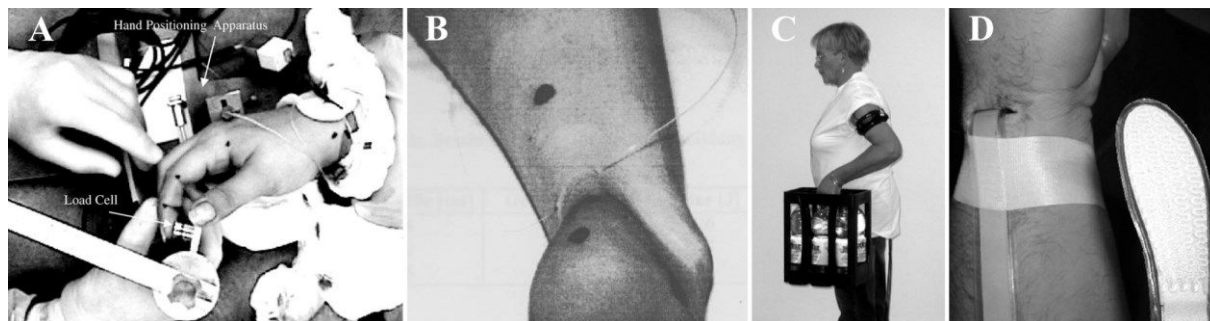


Figure 1.9 – Systèmes pour la mesure directe de forces internes chez l'homme vivant. A : protocole utilisant des capteurs à jauges de contraintes pour mesurer les forces dans les tendons du muscle FDP (Kursa *et al.*, 2005) . B : Utilisation de la fibre optique pour mesurer les forces dans le tendon d'Achille (Komi *et al.*, 1996). C : Patiente équipée d'une prothèse instrumentée pour la mesure des forces de contact dans l'épaule (Westerhoff *et al.*, 2009). D : Utilisation d'une nappe de pression pour la mesure des pressions dans le poignet (Rikli *et al.*, 2007).

D'autres études ont porté sur la mesure de forces de contact en installant des prothèses instrumentées de jauges de déformations sur des patients nécessitant un remplacement de l'articulation, généralement pour cause d'arthrose ou de cancer de l'os. Cela a permis d'étudier les forces de contact lors de tâches de la vie quotidienne dans la hanche (Bergmann *et al.*, 2001; Davy *et al.*, 1988), le genou (D'Lima *et al.*, 2005; Heinlein *et al.*, 2009; Taylor *et al.*, 1998) et, plus récemment, l'épaule (Westerhoff *et al.*, 2009). Comme on peut l'observer en Figure 1.9C, ces systèmes permettent de mesurer des forces dans des conditions relativement peu contraignantes et peu gênantes pour le sujet en comparaison avec les capteurs placés sur tendon durant une opération chirurgicale. Cependant, l'utilisation de prothèses instrumentées reste limitée à l'étude de patients atteints de troubles articulaires qui présentent des adaptations anatomiques et anthropométriques particulières selon leur condition pathologique et/ou leur âge. Les données ainsi acquises ne sont pas représentatives de populations jeunes et saines et ne permettent pas une compréhension de la biomécanique normale, non-pathologique, du corps humain. De plus, il est peu envisageable qu'une personne soit équipée de prothèses sur l'ensemble de la main. De fait, similairement aux systèmes de mesures de forces dans les tendons, la mesure simultanée à l'aide de prothèses instrumentées des

forces de contact des quinze articulations des doigts durant une tâche de préhension reste impossible.

La distribution de pression et la géométrie des surfaces de contact dans certaines articulations ont également été quantifiées à l'aide de nappes de pression insérées entre les os. La majorité des études ont réalisé des mesures sur des articulations de cadavres (Chantelot *et al.*, 2008; Hara *et al.*, 1992; Lee *et al.*, 2006; Paletta *et al.*, 1997). Une seule étude a reporté des données de pression pour un sujet vivant effectuant une série de mouvements volontaires et équipé d'une nappe de pression entre les os de son poignet (Rikli *et al.*, 2007). La pose du capteur, illustrée en Figure 1.9D, a nécessité deux techniciens, un chirurgien et trois personnels médicaux. Le sujet a récupéré un usage normal de son poignet environ deux semaines plus tard. Une nouvelle fois, ces capteurs représentent de lourdes procédures d'installation, des difficultés techniques et éthiques qui les rendent peu adaptés à l'analyse de la main entière.

En conclusion, bien que les systèmes de mesure directe cités ci-dessus fournissent des données très importantes de quantification des chargements internes dans le corps humain, leur utilisation reste très contraignante. L'aspect invasif de ces capteurs complique fortement leur utilisation chez l'homme vivant et limite les tâches possibles. De ce fait, peu de données ont été acquises, qui plus est sur des sujets parfois pathologiques, et ne permettent donc pas d'avoir une compréhension générale de la biomécanique humaine. Plus spécifiquement pour la main, l'utilisation des systèmes de mesure directe pour étudier la préhension dans son ensemble semble irréalisable.

1.4.2 L'électromyographie

L'électromyographie (EMG) est un moyen fréquemment utilisé pour estimer la force musculaire. Cette technique permet la mesure de l'activité électrique d'un muscle qui correspond à la somme de potentiels d'actions générés par les fibres musculaires lors de la contraction d'un muscle (Winter, 1990). Le signal peut être mesuré à l'aide d'électrodes qui peuvent être soit plates et placées en surface de la peau, on parle alors d'EMG de surface, soit sous forme d'aiguilles et insérées directement dans le muscle, on parle alors d'EMG intramusculaire. Dans les deux cas, l'activité de chaque muscle est souvent normalisée par rapport à une activité maximale observée durant une tâche où le sujet produit une force maximale. Cette normalisation permet de quantifier l'implication

d'un muscle dans différentes tâches et permet la comparaison entre différents muscles et différents sujets. Par exemple, pour l'avant-bras et la main l'EMG a souvent été utilisé comme indicateur de la force musculaire durant des tâches de préhension (Greig & Wells, 2008; Hoozemans & van Dieën, 2005; Mogk & Keir, 2003; Sniijders *et al.*, 1987). Par ailleurs, la fréquence du signal EMG peut être utilisée en tant qu'indicateur de l'état de fatigue du muscle (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Hägg & Milerad, 1997; Vigouroux & Quaine, 2006).

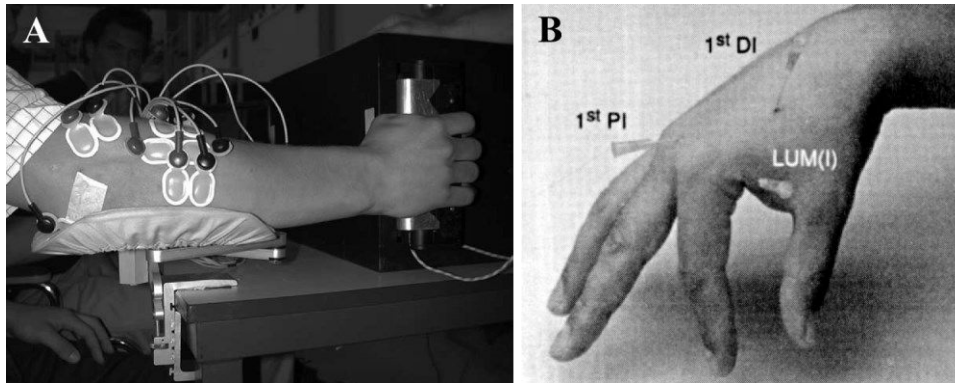


Figure 1.10 – Systèmes de mesure d'électromyographie. A : Placement d'électrodes de surface pour des muscles du poignet et des muscles extrinsèques de la main (Hoozemans & van Dieën, 2005). B : Placement d'électrodes intramusculaire pour des muscles intrinsèques (Burgar *et al.*, 1997).

L'EMG de surface est la technique la plus couramment utilisée car elle est simple à mettre en œuvre et fournit des informations intéressantes malgré la distance séparant le muscle de l'électrode. Après préparation de la peau (rasage, abrasion, nettoyage), deux électrodes sont placées au-dessus de chacun des muscles d'intérêt dans le sens des fibres, sur le « ventre » musculaire entre les deux insertions tendineuses, et à bonne distance de la plaque motrice où se trouve les jonctions neuromusculaires. La Figure 1.10A présente un placement d'électrodes de surface pour la mesure d'activités musculaires dans l'avant-bras lors d'une tâche de préhension. L'EMG de surface permet d'obtenir des informations globales sur le muscle se trouvant sous les électrodes mais présente le risque d'enregistrer également l'activité des muscles se trouvant autour de l'électrode. Ce phénomène commun dans l'acquisition de signaux est appelé « cross-talk » et est particulièrement prononcé lors d'enregistrements EMG dans l'avant-bras qui contient de nombreux muscles dans un espace restreint. En effet, des auteurs ont observé jusqu'à 60 % de signal commun entre deux paires d'électrodes adjacentes éloignées de 3 cm lors de l'enregistrement EMG de plusieurs muscles des doigts et du poignet (Kong *et al.*, 2010). Il est donc difficile de se fier à l'EMG de surface pour estimer

précisément les forces musculaires individuelles. De plus, les électrodes étant placées au niveau de la peau, les mesures sont restreintes aux activités des muscles superficiels et ne s'appliquent pas aux muscles profonds, qui se situent sous d'autres muscles.

L'EMG intramusculaire remédie aux limitations citées ci-dessus en permettant, comme illustré sur la Figure 1.10B, de cibler plus précisément les muscles et d'accéder à ceux éloignés de la surface de la peau. Cette méthode a notamment été utilisée afin de mesurer l'activité des muscles des doigts qui incluent à la fois des muscles profonds de l'avant-bras (FDP) ainsi que des muscles de petites tailles (intrinsèques) (Burgar *et al.*, 1997; Reilly & Schieber, 2003; Valero-Cuevas *et al.*, 2009; Vigouroux *et al.*, 2007). Cependant, cette technique reste invasive ; son utilisation nécessite donc une formation ou une assistance médicale et contraint les tâches réalisables par le sujet à cause de la gêne créée par les aiguilles et les câbles des électrodes. En outre, le signal enregistré par EMG intramusculaire ne correspond qu'à un nombre très limité de fibres et ne fournit donc qu'une information très locale, peu représentative de l'activité globale de l'ensemble du muscle.

Au-delà des limitations expérimentales listées ci-dessus, le signal EMG seul est difficilement utilisable pour estimer la force musculaire. En effet, la force produite par un muscle ne dépend pas seulement de son activation, qui peut être estimée à partir de l'EMG, mais également de son aire de section de coupe physiologique (PCSA), des propriétés de ses fibres et de son état instantané en termes de longueurs fibres et de vitesse de raccourcissement (Zajac, 1989). Ainsi, le signal EMG à lui seul ne permet pas une estimation précise de la force musculaire. Généralement, cette imprécision s'est traduite par de larges erreurs entre des données périphériques mesurées expérimentalement et leur estimation à l'aide de l'EMG (Cholewicki *et al.*, 1995; Gagnon *et al.*, 2001).

1.4.3 La modélisation musculo-squelettique

Face aux difficultés que présente la mesure expérimentale des forces internes, la modélisation musculo-squelettique est une alternative qui permet d'estimer les forces exercées par les muscles à l'aide de données périphériques, telles que la dynamométrie, la cinématique et l'EMG. Ces modèles utilisent des données anthropométriques

moyennes décrivant la géométrie des segments, des muscles et tendons et estiment les forces musculaires en résolvant les équations d'équilibre mécanique aux articulations.

1.4.3.a) Principe de la dynamique inverse

La dynamique inverse est une méthode de mécanique des solides indéformables qui consiste à déterminer des forces et moments appliqués à un solide à partir de la cinématique de ce solide, de ses propriétés de masse et d'inertie et d'autres forces lorsque celles-ci sont présentes. Cette méthode est notamment utilisée en robotique dans le but de calculer les couples que les moteurs doivent produire pour réaliser une trajectoire désirée. Similairement, la dynamique inverse peut être utilisée pour estimer les forces musculaires qui permettent d'appliquer une certaine force au bout du doigt dans une position donnée.

Les équations de ce problème inverse sont celles décrites par les lois fondamentales de la mécanique des solides indéformables. Dans le cadre de la modélisation musculo-squelettique, les articulations sont considérées le plus souvent comme des liaisons parfaites, c'est-à-dire sans frottements et sans actions s'opposant aux mouvements. Il en résulte que chaque segment est soumis à trois types de forces que sont les forces externes (\vec{F}_e), les forces musculaires (\vec{F}_m) et les forces de contact de l'articulation (\vec{F}_c). Dans ce document, nous appellerons « forces externes » les forces engendrées par une action extérieure au segment, telles que les forces de contact avec un objet ou celles dues à la gravité. Dans le cas particulier d'un segment immobile ou se déplaçant à vitesse constante, les équations traduisant son équilibre statique peuvent s'écrire

$$\sum_e \vec{F}_e + \sum_m \vec{F}_m + \sum_c \vec{F}_c = \vec{0}, \quad (1.1.a)$$

$$\sum_e \vec{M}_O(\vec{F}_e) + \sum_m \vec{M}_O(\vec{F}_m) = \vec{0}. \quad (1.1.b)$$

Ces deux équations traduisent le fait que la somme des trois types de forces appliquées au segment et des moments au point O de ces forces s'annulent et donc que le segment est à l'état d'équilibre. Le point O de calcul des moments représente quasi-systématiquement le centre de rotation de l'articulation de façon à simplifier les équations. En effet, le moment des forces de contact en ce point est nul. Dans ces équations, les forces musculaires et les forces de contact articulaires sont toutes des

inconnues que nous souhaitons déterminer tandis que les forces extérieures sont connues. En conséquence, les modèles musculo-squelettiques résolvent d'abord l'équation (1.1.b) pour déterminer les forces musculaires dont les valeurs sont ensuite utilisées pour résoudre l'équation (1.1.a) et obtenir les forces de contact articulaires. Pour résoudre l'équation (1.1.b), la somme des moments au point O des forces musculaires est décomposée en

$$\sum_m \vec{M}_O(\vec{F}_m) = \sum_m (\vec{b}_{m|O} \wedge \vec{d}_m) t_m, \quad (1.2)$$

où $\vec{b}_{m|O}$ et \vec{d}_m représentent les vecteurs de bras de levier, par rapport au point O, et de direction unitaire du muscle m et t_m représente la valeur de la force exercée par le muscle m . Les vecteurs $\vec{b}_{m|O}$ et \vec{d}_m sont généralement déterminés à partir de bases anthropométriques moyennes. Cependant, le phénomène de redondance musculaire à chaque articulation se traduit mathématiquement par le fait que résoudre de l'équation (1.1.b) est un problème dit indéterminé. En effet, comme le nombre de muscles à chaque articulation est supérieur au nombre de mouvements qu'elle permet, l'équation (1.1.b) contient plus d'inconnues que d'équations. Autrement dit, il existe un nombre infini de combinaisons de forces musculaires qui permettent d'équilibrer les moments de forces externes. Plusieurs méthodes ont été adoptées afin de résoudre cette indétermination.

1.4.3.b) Résolution de l'indétermination

Une première méthode de résolution de l'indétermination associée à l'estimation des tensions musculaires consiste à faire des hypothèses simplifiant le comportement du système musculo-squelettique dans le but de réduire le nombre de solutions possibles. Au niveau de la main, des auteurs ont par exemple supposé que certains muscles n'exerçaient pas de force (Chao *et al.*, 1976; Cooney & Chao, 1977; Weightman & Amis, 1982), d'autres ont combiné l'action de certains muscles en une seule (Cooney & Chao, 1977) ou encore éliminé des solutions considérées comme non-physiologiques (Chao *et al.*, 1976). Bien qu'elles facilitent l'estimation des forces musculaires, ces hypothèses sont trop simplificatrices et n'offrent qu'une compréhension partielle de la biomécanique du corps humain (Sancho-Bru *et al.*, 2001; Valero-Cuevas *et al.*, 1998).

Une autre méthode consiste à employer des procédures d'optimisation qui permettent de chercher la combinaison de forces musculaires qui respecte au mieux un

critère précis, appelé également « fonctionnelle d'optimisation » ou « fonction coût ». De nombreux critères d'optimisation ont été proposés dans la littérature ; certains ont été définis arbitrairement tandis que d'autres sont fondés sur des raisonnements physiologiques (Erdemir *et al.*, 2007). Ces derniers représentent une hypothèse sur la façon dont le système nerveux central organise la distribution de forces entre les muscles (Prilutsky & Zatsiorsky, 2002). Les deux critères d'optimisation les plus couramment utilisés s'écrivent

$$f(t_m) = \sum_m \left(\frac{t_m}{PCSA_m} \right)^k, \quad (1.3)$$

$$f(t_m) = \max_m \left(\frac{t_m}{PCSA_m} \right). \quad (1.4)$$

Le rapport de la force exercée par le muscle m (t_m) et son aire de section physiologique ($PCSA_m$) est appelé stress musculaire. La puissance k utilisée dans le critère de l'équation 1.3 est généralement situé entre 1 et 4 (Crowninshield & Brand, 1981; Rasmussen *et al.*, 2001). Plus cette puissance est élevée, plus les résultats obtenus avec l'équation (1.3) tendent vers ceux obtenus avec l'équation (1.4). Ces méthodes d'estimation des forces musculaires par l'optimisation sont intéressantes car le même critère de recherche peut être a priori utilisé pour différentes parties du corps et permet donc une compréhension plus globale de la biomécanique humaine. Néanmoins, les résultats obtenus ne sont pas toujours en accord avec les mesures *in vivo* de forces dans les tendons (Dennerlein *et al.*, 1998) et peuvent être peu réalistes pour les muscles antagonistes (Herzog & Binding, 1992).

Afin de pallier ces limitations, les solutions les plus avancées sélectionnent une combinaison de forces musculaires en utilisant des procédures d'optimisation intégrant des mesures EMG. En effet, il existe des modèles de la contraction du muscle qui permettent d'estimer la force musculaire à partir du niveau d'activation, qui peut être estimé à l'aide d'EMG. Les estimations issues de ces modèles à l'aide d'EMG ne permettent cependant pas toujours d'équilibrer les forces externes mesurées (Gagnon *et al.*, 2001). Ainsi, des auteurs ont développé des méthodes « hybrides » qui combinent les procédures d'optimisation, comme celles décrites ci-dessus, avec des estimations par EMG et qui ont fourni des résultats intéressants pour le tronc (Gagnon *et al.*, 2001), le genou (Amarantini & Martin, 2004), et les doigts (Vigouroux *et al.*, 2007). Certaines

approches hybrides intègrent l'EMG directement dans le critère d'optimisation et cherchent par exemple à réduire l'écart entre le moment musculaire résultant calculé par la dynamique inverse (M_{net}) et celui estimé par EMG ($M_{net(EMG)}$) :

$$f(t_m) = [M_{net} - M_{net(EMG)}(t_m)]^2 \quad (1.5)$$

Toutefois, ce type de critère requiert la mesure EMG de tous les muscles du modèle ou de supposer un niveau d'activation pour les muscles non-accessibles. Une autre possibilité est de conserver un critère d'optimisation tel que ceux décrits par les équations (1.3) et (1.4) et d'inclure la mesure EMG en tant que contrainte additionnelle de l'optimisation, ce qui peut se formuler

$$(1 - \mu) \cdot t_{m(EMG)} \leq t_m \leq (1 + \mu) \cdot t_{m(EMG)}, \quad (1.6)$$

où $t_{m(EMG)}$ est la force exercée par le muscle m estimée par EMG et μ est un facteur de pondération qui établit une marge d'erreur correspondant aux imperfections dues à la mesure EMG et au calcul de $t_{m(EMG)}$. Contrairement à la méthode hybride précédente, seules les forces des muscles dont l'activité EMG a pu être mesurée sont contraintes à l'aide de l'équation (1.6) et aucune hypothèse n'est faite quant à l'activité des autres muscles.

1.4.3.c) Modélisation musculo-squelettique de la main et des doigts

De nombreux modèles musculo-squelettiques ont permis d'estimer les forces musculaires et les forces de contact articulaires dans la main. La plupart des auteurs se sont intéressés à un seul doigt avec notamment des modèles du pouce (Cooney & Chao, 1977; Giurintano *et al.*, 1995; Valero-Cuevas *et al.*, 2003; Wohlman & Murray, 2013) ou de certains doigts longs (An *et al.*, 1985; Brook *et al.*, 1995; Chao *et al.*, 1976; Harding *et al.*, 1993; Sancho-Bru *et al.*, 2001; Valero-Cuevas *et al.*, 1998; Weightman & Amis, 1982). Des modèles incluant les quatre doigts longs ont également été proposés par Sancho-Bru *et al.* (2003) et Vigouroux *et al.* (2008) mais les quatre doigts étaient considérés de manière indépendante. Ces modèles ont permis de comprendre la coordination des muscles pour chacun des doigts longs. Pourtant, en négligeant les couplages entre doigts créés par certains muscles pluri-articulaires (détaillés dans la partie 1.1), tels que les lombricaux, la compréhension de la façon dont les muscles s'organisent durant une tâche de préhension demeure incomplète. Afin de surmonter cette limitation, Paclet *et*

al. (2012) ont proposé un modèle des quatre doigts longs et du poignet et ont démontré que la prise en compte des actions des muscles extrinsèques au niveau du poignet permettait d'estimer des forces musculaires plus physiologiques. Les coordinations estimées dans cette étude corroboraient notamment des théories de contrôle moteur concernant la répartition de force entre les quatre doigts. Pour la compréhension complète des tâches de préhension, il est cependant nécessaire de tenir compte de la biomécanique du pouce. *Vigouroux et al.* (2011a) ont proposé un modèle du pouce et de l'index qui a permis d'estimer les tensions musculaires et les forces articulaires durant le pinch grip et d'étudier l'influence de la largeur de l'objet sur ces variables. Malgré ces récents efforts, il n'existe toujours pas de modèle incluant les cinq doigts et le poignet qui permettrait de quantifier l'ensemble des forces musculaires lors de tâches impliquant les cinq doigts, telles que le power grip. Dans la perspective de répondre aux questionnements cliniques et théoriques soulevés tout au long de cette introduction, le développement de modèles plus élaborés de la main est donc nécessaire.

Une autre limitation des modèles actuels de la main concerne les données d'entrée sur lesquelles sont fondées les estimations de forces musculaires. En effet, l'estimation des forces musculaires en utilisant la dynamique inverse nécessite de fournir au modèle des données périphériques de cinématique articulaire et de force permettant notamment de déterminer les moments des forces externes (Eq. 1.1). Face aux difficultés expérimentales, certaines études utilisent des données d'entrée qui ne sont pas directement mesurées sur des sujets mais déduites d'hypothèses (*Brook et al.*, 1995; *Chao et al.*, 1976; *Cooney & Chao*, 1977; *Giurintano et al.*, 1995; *Sancho-Bru et al.*, 2003, 2001). En conséquence, les estimations de forces musculaires fournies résultent d'une simulation qui néglige les adaptations spécifiques de chaque individu face à la redondance articulaire et des forces appliquées à l'objet dont nous avons discuté précédemment (partie 1.2). Ces données de simulation ne fournissent ainsi qu'une vision superficielle de la coordination musculaire durant la préhension. Dans le but de fournir des estimations spécifiques à chaque sujet, des auteurs ont mené des expérimentations pour mesurer des données d'entrée de force et de cinématique (*Harding et al.*, 1993; *Weightman & Amis*, 1982), de force et d'EMG (*Valero-Cuevas et al.*, 2003, 1998), et plus récemment de ces trois types de données simultanément (*Vigouroux et al.*, 2011a, 2007). La raison pour laquelle il existe peu d'études s'appuyant sur des données d'entrée individuelles est que la mesure de la cinématique articulaire et

des forces appliquées sur chaque phalange est expérimentalement difficile au niveau de la main. Ainsi, il semble indispensable de développer et d'améliorer les protocoles expérimentaux de mesure de la préhension afin d'obtenir des données pouvant être utilisées comme données d'entrée pour la modélisation de la main entière.

Un dernier point de difficulté pour l'étude des coordinations musculaires lors de la préhension est associé à la nature des modèles biomécaniques. Les études utilisant des données d'entrée expérimentales ont mis en évidence certaines limitations inhérentes aux modèles de main actuels. En effet, ces derniers utilisent des données anthropométriques moyennes mesurées sur cadavre permettant d'évaluer les capacités d'action de chaque muscle telles que les bras de levier musculaires pour la résolution de l'équilibre mécanique (Eq. 1.2) et les PCSA pour les critères d'optimisation (Eq. 1.3 et 1.4). Ainsi, lorsque des données d'entrée mesurées expérimentalement sont utilisées, la combinaison de bases de données des sujets sains avec celles mesurées sur des cadavres génèrent des incohérences. En particulier, pour des tâches de contraction maximale volontaire, il a été observé que les capacités de production de force musculaire des modèles étaient insuffisantes pour équilibrer les forces effectivement appliquées par les sujets (Valero-Cuevas *et al.*, 2003). Face à cette limitation, Sancho-Bru *et al.* (2008) ont proposé une méthode d'ajustement du modèle en modifiant les capacités de production de force musculaire en fonction des dimensions de la main (largeur et longueur). Cependant, un même facteur était utilisé pour tous les muscles. Par ailleurs, la valeur du stress musculaire maximal (σ_{max}) permettant de caractériser la force maximale que peut exercer un muscle est systématiquement considéré fixe quel que soit l'individu. Ces hypothèses signifient donc que les modèles actuels négligent le fait que les capacités spécifiques de certains individus ou certains groupes musculaires peuvent être modifiées selon l'âge (Narici *et al.*, 2003), l'entraînement (Kawakami *et al.*, 1995) ou les pathologies (Rasch *et al.*, 2007). Bien que cette approche soit suffisante pour l'étude de populations saines « normales », l'utilisation des modèles musculo-squelettiques actuels de la main pour l'estimation des forces musculaires reste donc inadéquate pour des sujets présentant des musculatures particulières, comme les sportifs ou les patients. De ce fait, dans la perspective d'utiliser la modélisation musculo-squelettique pour étudier la main de patients atteints d'arthrose, il est nécessaire de développer des méthodes permettant de prendre en compte les capacités de production de force musculaire de chaque individu. Ce type de modèle permettrait également de mieux cerner les facteurs

de risques individuels de développement de l'arthrose dont nous avons discuté dans la partie 1.3.2.

1.5. PROBLEMATIQUE DE LA THESE

L'arthrose a une telle incidence dans la population générale qu'il n'est pas rare de connaître une personne de notre entourage qui en soit atteinte. Les handicaps qu'elle engendre au travers des douleurs, des raideurs et des déformations articulaires ont un impact dramatique sur notre vie quotidienne. Malgré cette fréquence et cette sévérité, l'arthrose reste malheureusement peu comprise du point de vue biomécanique et sa prévention et son traitement restent peu satisfaisants. Cette méconnaissance résulte particulièrement de l'absence de quantification des chargements mécaniques, c'est-à-dire les forces et pressions, subis par les articulations, ce qui limite la compréhension des facteurs de risques mécaniques de développement de l'arthrose. En conséquence, des observations cliniques surprenantes telles que le risque d'arthrose élevé associé à l'utilisation du pinch grip ne trouvent pas d'explications précises, alors que leur compréhension est nécessaire pour améliorer la prévention de cette pathologie. Les difficultés expérimentales des mesures biomécaniques associées à la préhension et l'avancement actuel de la modélisation biomécanique limitent notre accès aux informations qui pourraient permettre d'améliorer la compréhension de l'arthrose. Bien qu'indispensable pour répondre à nos questionnements, il n'existe pas à l'heure actuelle de modèle biomécanique de la main entière permettant d'étudier les tâches de préhension impliquant les cinq doigts, telles que power grip. Qui plus est, ces modèles comportent certaines limites inhérentes liées à l'utilisation des données anthropométriques qui ne permettent pas l'étude précise d'un patient avec ses spécificités musculo-squelettiques.

Dans ce travail de thèse, je me suis attaché à répondre aux problèmes biomécaniques posés par l'arthrose des mains. Plus précisément, ma démarche a consisté à améliorer la modélisation musculo-squelettique de la main et à développer de nouvelles méthodes afin d'apporter des informations d'intérêt pour la compréhension, la prévention et le traitement de cette pathologie.

Le Chapitre 2 de ce document présente le travail de développement d'un modèle musculo-squelettique de la main entière et d'un protocole expérimental de mesure de la préhension, notamment en power grip. Ce travail a consisté à modéliser les cinq doigts et le poignet dans une même procédure tout en prenant en compte les couplages mécaniques entre articulations créés par certains muscles pluri-articulaires. En plus de la description du modèle développé, l'objectif dans ce chapitre est de fournir la première estimation disponible dans la littérature de l'ensemble des forces musculaires et de forces articulaires au cours d'une préhension de type power grip.

Le Chapitre 3 de ce document est présenté sous la forme d'un article publié dans *Medical Engineering and Physics*. Dans cette étude, le modèle de la main développé et présenté dans le Chapitre 2 a été utilisé afin d'appréhender de manière comparative les forces internes lors des tâches de préhension power grip et pinch grip. En particulier, le but est d'apporter une explication quantifiée à deux observations cliniques peu comprises que nous avons présentées en partie 1.3. La première est que le risque d'arthrose associé à la préhension pinch grip est plus élevé que pour le power grip alors que les niveaux de forces externes semblent indiquer l'inverse. La deuxième est que les affections les plus fréquentes se situent au niveau distal pour les doigts longs et, à l'inverse, au niveau proximal pour le pouce.

Le Chapitre 4 de ce travail s'attache à résoudre la problématique de modélisation associé aux données anthropométriques. Dans ce chapitre, une nouvelle méthode est proposée pour individualiser des paramètres musculaires (PCSA et σ_{max}) de manière à ce que le modèle représente au mieux les capacités réelles des individus dont nous souhaitons étudier les forces internes. Cette méthode est fondée sur une série de tâches expérimentales de contraction maximale volontaire réalisées par le sujet ainsi qu'une procédure computationnelle d'ajustement du modèle. Ce chapitre est présenté sous la forme d'un article soumis au journal *Annals of Biomedical Engineering*.

Enfin, dans le Chapitre 5, le protocole expérimental de mesure de la préhension, le modèle de la main et la procédure de mise à l'échelle sont mises en œuvre afin d'étudier la préhension chez deux patientes atteintes d'arthrose de la main. Les informations obtenues par cette analyse biomécanique sont traitées du point de vue clinique en vue d'adapter la réhabilitation de ces patientes. Un dernier chapitre fournit une discussion

générale, ainsi que des perspectives, au regard de l'ensemble des travaux présentés dans ce document.

2. DEVELOPPEMENT DU MODELE BIOMECHANIQUE DE LA MAIN ET D'UN PROTOCOLE DE MESURE DE LA PREHENSION

Comme nous l'avons présenté en introduction, il a été nécessaire de développer un modèle biomécanique de la main ainsi qu'un dispositif expérimental pour étudier les différents types de préhension et répondre à notre problématique sur l'arthrose. Ce développement a fait l'objet d'une publication dans le journal *Medicine and Science in Sports and Exercise* (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012) dont une copie se trouve en Annexe A. Dans cet article, le modèle de la main et la méthodologie développée a permis d'analyser la coordination musculaire durant une tâche de power grip. Ce chapitre présente en détail ces deux aspects méthodologiques qui ont ensuite été employés dans l'ensemble des études de ce document. Une présentation succincte des résultats obtenus pour la tâche de power grip sera également fournie à la fin de cette partie.

2.1 DESCRIPTION DU MODELE MUSCULO-SQUELETTIQUE DE LA MAIN

2.1.1 Segments osseux, articulations et degrés de liberté

Le modèle de la main développé prend en compte le pouce, les quatre doigts longs (index, majeur annulaire et auriculaire) ainsi que l'articulation du poignet. La structure cinématique de ce modèle est présentée en Figure 2.1. Chaque doigt est considéré comme une structure mécanique composée de segments rigides indéformables, les os, reliés par des liaisons mécaniques sans frottement, les articulations. Chaque liaison possède des degrés de liberté (DDL) qui représentent les mouvements permis par l'articulation. Au total, une liaison totalement libre permet jusqu'à six DDL, trois en translation et trois en rotation. Pour les doigts et le poignet, seuls les DDL en rotation sont considérés car les amplitudes des mouvements de translations sont très faibles et généralement considérés comme négligeables devant les amplitudes de rotation.

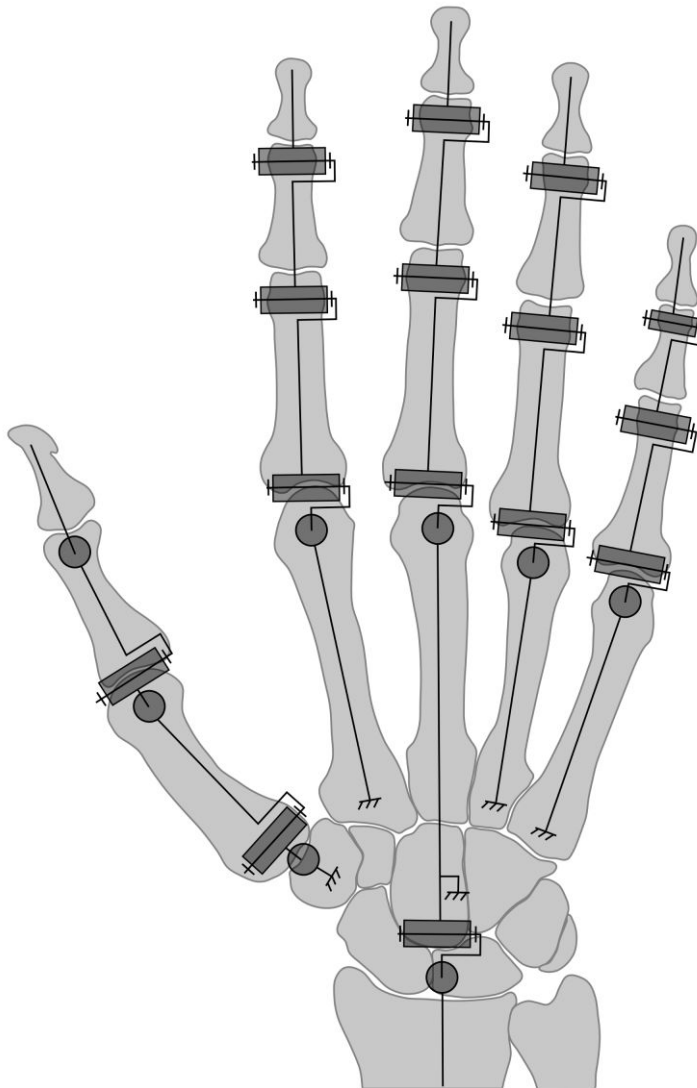


Figure 2.1 - Schéma illustrant la structure cinématique du modèle musculo-squelettique de la main incluant au total 23 degrés de liberté. Chaque degré de liberté a été représenté par une liaison pivot. Les symboles ronds et rectangles représentent des liaisons pivots dont l'axe de rotation est respectivement perpendiculaire au plan de la vue et parallèle au plan de la vue.

Chacun des doigts longs est modélisé par quatre segments qui correspondent aux trois phalanges et à un os métacarpien. Les articulations DIP et PIP sont modélisées comme des liaisons à un seul DDL en flexion-extension. L'articulation MCP est modélisée par deux DDL, un en flexion-extension et un en abduction-adduction. Pour ces trois articulations, le DDL en pronation-supination est négligé car il n'est pas contrôlé par l'action des muscles. Le pouce est modélisé à l'aide de quatre segments qui correspondent aux deux phalanges, au premier métacarpien et à l'os trapézoïde. L'articulation IP est modélisée par une liaison à un DDL en flexion-extension tandis que MP et TMC sont modélisées avec deux DDL (flexion-extension et abduction-adduction). Malgré l'importance de la rotation axiale de TMC pour les mouvements d'opposition,

cette rotation est négligée dans le modèle car elle est mécaniquement liée aux deux autres rotations de cette articulation et n'est pas contrôlée par des muscles. Le poignet est modélisé comme une liaison entre le radius et le troisième métacarpe possédant deux DDL, un en flexion-extension et un autre en abduction-adduction. Les mouvements de pronation-supination de l'avant-bras permis par certains muscles de l'avant-bras et du coude n'ont pas été inclus dans le modèle. Au total, le modèle développé dans ce travail comprend au total 23 DDL mobilisés par des muscles.

2.1.2 Muscles et bras de leviers

L'ensemble des muscles actionnant les cinq doigts et le poignet a été pris en compte dans le modèle. Au total, 42 muscles ont été inclus afin de mobiliser l'ensemble des 23 DDL présentés ci-dessus (Tableau 2.1).

Tableau 2.1 - Muscles considérés dans le modèle pour mobiliser l'ensemble des 23 degrés de liberté.

Pouce	Index	Majeur	Annulaire	Auriculaire	Poignet
FPL	FDPI	FDPM	FDPR	FDPL	FCR
FPB	FDSI	FDSM	FDSR	FDSL	FCU
OPP	LU1	LU2	LU3	FDQ	PL
APB	DIO1	DIO2	PIO2	LU4	ECRL
ADPt	PIO1	DIO3	DIO4	PIO3	ECRB
ADPo	EDCI	EDCM	EDCR	ADQ	ECU
APL	EIP			EDCL	
EPL				EDQ	
EPB					

Note : les interosseux palmaires (PIO) et dorsaux (DIO) peuvent également être appelée, selon leur position par rapport au doigt, interosseux radiaux (RI) et ulnaires (UI).

L'action des muscles à une articulation dépend du trajet de leurs fibres et/ou de leurs tendons par rapport au centre de rotation de l'articulation. Cette action a été modélisée à l'aide de deux vecteurs. Le premier est le vecteur directeur musculaire qui indique la direction selon laquelle la force est exercée par le tendon au passage de l'articulation. Le second vecteur est le bras de levier musculaire qui traduit la capacité d'un muscle à mettre en rotation une articulation. Pour les cinq doigts, ces deux vecteurs ont été calculés en fonction des angles articulaires et à l'aide des données fournies par [Chao et al. \(1989\)](#) décrivant les trajets de l'ensemble des tendons pour toutes les

articulations. Pour tous les tendons, le vecteur directeur musculaire, noté \vec{d}_m , est calculé à partir des coordonnées de deux points du tendon au passage de l'articulation. En accord avec la méthode proposée par [Chao et al. \(1989\)](#), le bras de levier musculaire par rapport à un centre de rotation articulaire O , noté $\vec{r}_{m|O}$, est calculé à l'aide du produit vectoriel entre le vecteur directeur et le vecteur allant du centre O au point proximal P du tendon (modèle II de [Landsmeer \(1961\)](#)). Le calcul de ces deux vecteurs s'écrit donc

$$\vec{d}_m = \frac{\overrightarrow{DP}}{\|\overrightarrow{DP}\|}, \quad (2.1.a)$$

$$\vec{r}_{m|O} = \vec{d}_m \wedge \overrightarrow{OP}; \quad (2.1.b)$$

Une illustration de la méthode de définition du vecteur \vec{d}_m est fournie dans la Figure 2.2. Pour certains tendons extenseurs (EDC, ES, et TE), le modèle I de [Landsmeer \(1961\)](#) a été employé. Comme illustré en Figure 2.2B, cette modélisation considère que le tendon s'enroule autour d'un cylindre et que son bras de levier ne varie pas en fonction des angles articulaires.

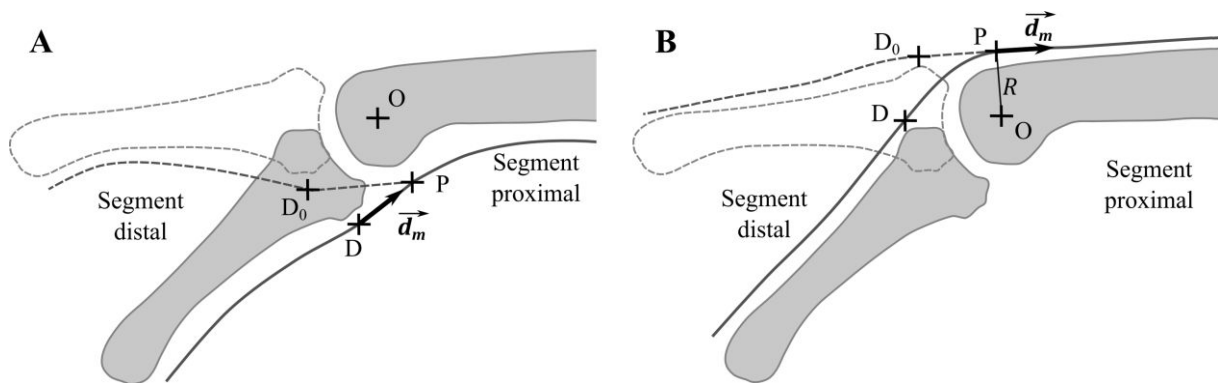


Figure 2.2 - Vue sagittale de deux segments illustrant la méthode de définition du vecteur directeur musculaire \vec{d}_m . A : modèle de [Chao et al. \(1989\)](#) illustré pour un tendon fléchisseur. B : modèle I de [Landsmeer \(1961\)](#) illustré pour un tendon extenseur. D_0 et D représente la position initiale et la position courante du point fixe par rapport au segment distal. P et O représente respectivement le point fixe par rapport au segment distal et le centre de rotation articulaire.

Pour le poignet, la méthode de calcul avec deux points n'est pas applicable car le trajet des tendons est plus complexe et ne comprend pas de point fixe par rapport aux segments ([Brand & Hollister, 1985](#)). Pour notre modèle, nous avons utilisé les relations polynomiales fournies par [Lemay & Crago \(1996\)](#) qui permettent le calcul des bras de levier en fonction des angles articulaires.

2.1.3 Mécanisme extenseur

Le mécanisme extenseur des doigts longs a été modélisé selon la représentation géométrique de [Zancolli \(1979\)](#) dont une illustration est fournie en Figure 2.3B. Les études de [Chao et al. \(1989\)](#) permettent d'établir les équations de distribution de forces entre les différents éléments du mécanisme extenseur pour une posture de référence.

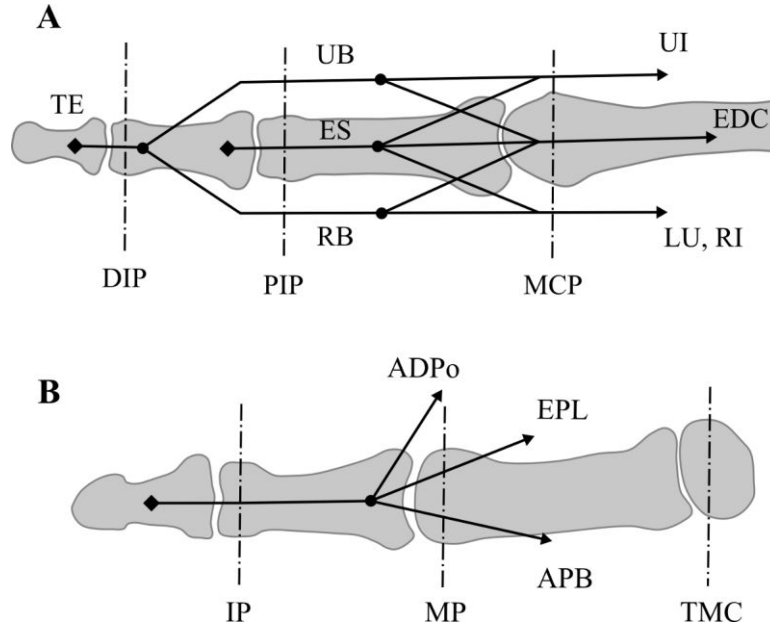


Figure 2.3 - Vue dorsale d'un doigt long (A) et du pouce (B) illustrant les modélisations de mécanisme extenseur employées dans le modèle et issues des travaux de [Zancolli \(1979\)](#) et de [Valero-Cuevas et al. \(2003\)](#).

Néanmoins, lorsque la position du doigt change, l'organisation géométrique du réseau est modifiée ainsi que la distribution des forces. Afin de prendre en compte ces variations, nous avons utilisé la méthode proposée par [Brook et al. \(1995\)](#) qui consiste à faire varier les coefficients de ces équations au sein du processus d'optimisation estimant les forces musculaires. Par exemple, les transmissions de forces dans le mécanisme extenseur s'écrivent pour l'index

$$t_{TE} = \alpha_{RB}t_{RB} + \alpha_{UB}t_{UB}, \quad (2.2.a)$$

$$t_{UB} = \beta_{UI}t_{UI} + \beta_{EDC}(t_{EDC} + t_{EDI}), \quad (2.2.b)$$

$$t_{RB} = \beta_{RI}t_{RI} + \beta_{LU}t_{LU} + \beta_{EDC}(t_{EDC} + t_{EDI}), \quad (2.2.c)$$

$$t_{ES} = (1 - \alpha_{RB})t_{RB} + (1 - \alpha_{UB})t_{UB} + (1 - \alpha_{LU})t_{LU} + (1 - 2\alpha_{EDC})(t_{EDC} + t_{EDI}), \quad (2.2.d)$$

où t_m et β_m représentent respectivement la force et le coefficient de répartition associés au muscle/tendon m avec $m = \{EDC; EDI; RI; LU; UI; RB; UB; ES; TE\}$. α_{RB} et α_{UB} sont

les coefficients de répartition à l'articulation DIP et sont calculés comme l'angle formé entre la direction du tendon et l'axe longitudinal de la phalange.

Pour le mécanisme extenseur du pouce, [Valero-Cuevas et al. \(2003\)](#) ont proposé une représentation géométrique et les relations fixes de distribution de forces associées. Similairement à ce que nous avons fait pour les doigts longs, nous avons fait varier les coefficients des équations au sein du processus d'optimisation tout en tenant compte des coefficients initiaux de [Valero-Cuevas et al. \(2003\)](#).

2.1.4 Ligaments et actions passives

Les mouvements de certaines articulations sont limités par les actions passives générées par les tissus qui l'entourent et les butées osseuses. Ces forces passives peuvent être très élevées et doivent donc être prises en compte dans la résolution de l'équilibre mécanique de l'articulation. Ainsi, nous avons implémenté dans le modèle certaines actions passives au niveau des articulations MCP des doigts longs et TMC du pouce. Plus spécifiquement, les actions des ligaments latéraux interne (LLI) et externe (LLE) au niveau des articulations MCP ont été incluses selon les travaux de [Sancho-Bru et al. \(2001\)](#). La force qu'ils exercent a été calculée en fonction de leur étirement à l'aide d'une relation quadratique s'écrivant

$$F_{lig} = K(L_{lig} - L_{lig,0})^2, \quad (2.3)$$

où F_{lig} représente l'intensité de la force passive exercée par le ligament considéré. L_{lig} et $L_{lig,0}$ sont sa longueur courante et au repos. La variable K représente la raideur des ligaments et a été fixée à 750 N.cm^{-2} . Ces longueurs sont déterminées en utilisant la distance entre un point fixe par rapport au segment proximal et un autre par rapport au segment distal dont les coordonnées sont reportées par [Chao et al. \(1989\)](#).

La raideur de l'articulation TMC a également été prise en compte de manière plus globale à l'aide des travaux de [Domalain et al. \(2010\)](#) qui ont mesuré l'ensemble des actions passives de l'articulation et ont établi une relation exponentielle permettant de les calculer en fonction des angles articulaires de flexion-extension et d'abduction-adduction.

2.1.5 Actions pluri-articulaires

Une des particularités du modèle développé dans ce document est de combiner l'action de tous les doigts entre eux. Pour cela, les couplages entre les doigts créés par les muscles pluri-articulaires, que la plupart des modèles négligent en simulant les doigts de manière indépendante, ont été pris en compte. Un premier couplage a consisté à inclure le poignet au modèle dont l'équilibre fait intervenir les muscles des doigts extrinsèques à la main. Ceci a permis de lier mécaniquement les doigts entre eux en associant l'action de leurs muscles dans les équations d'équilibre des degrés de libertés du poignet. Les données de bras de levier musculaire au niveau du poignet utilisées (Lemay & Crago, 1996) incluent ainsi ceux des muscles EDC, FDP et FDS des doigts longs et des muscles FPL, APL, et APB, du pouce.

Les quatre muscles lombricaux introduisent également plusieurs autres couplages. Les muscles lombricaux s'insèrent tous de la même manière sur le mécanisme extenseur du doigt auquel il est associé mais leurs origines diffèrent. Le premier et le deuxième muscle lombrical ont une origine se situant sur le tendon du FDP de l'index et du majeur, respectivement. En revanche, le troisième et le quatrième lombrical ont des origines sur deux tendons de FDP différents avec, respectivement, celui du majeur et de l'annulaire, et celui de l'annulaire et de l'auriculaire. Les lombricaux introduisent donc tous un couplage entre muscles puisque leur contraction affecte la tension des muscles FDP. De plus, le troisième et le quatrième lombrical créent un couplage entre doigts puisque leur contraction modifie les tensions de deux FDP associés à deux doigts différents. Afin d'implémenter les couplages créés par les muscles lombricaux les forces musculaires des lombricaux ont été soustraites à celles des FDP. De plus, pour le troisième et quatrième, nous avons choisi de répartir également leur force musculaire dans les deux tendons FDP qu'ils affectent chacun. Par exemple, la façon dont ces couplages ont été implémentés pour l'articulation DIP se formule

$$\vec{M}_{DIP}(\vec{F}_{musc}) = t_{TE} \cdot \vec{r}_{TE|DIP} + (t_{FDP} - t_{LU1}) \cdot \vec{r}_{FDPI|DIP}, \text{ pour l'index;} \quad (2.4.a)$$

$$\vec{M}_{DIP}(\vec{F}_{musc}) = t_{TE} \cdot \vec{r}_{TE|DIP} + \left(t_{FDP} - t_{LU2} - \frac{t_{LU3}}{2} \right) \cdot \vec{r}_{FDPM|DIP}, \text{ pour le majeur;} \quad (2.4.b)$$

$$\vec{M}_{DIP}(\vec{F}_{musc}) = t_{TE} \cdot \vec{r}_{TE|DIP} + \left(t_{FDP} - \frac{t_{LU3}}{2} - \frac{t_{LU4}}{2} \right) \cdot \vec{r}_{FDPR|DIP}, \text{ pour l'annulaire;} \quad (2.4.c)$$

$$\vec{M}_{DIP}(\vec{F}_{musc}) = t_{TE} \cdot \vec{r}_{TE|DIP} + \left(t_{FDP} - \frac{t_{LU4}}{2} \right) \cdot \vec{r}_{FDPL|DIP}, \text{ pour l'auriculaire;} \quad (2.4.d)$$

où $\vec{M}_{DIP}(\vec{F}_{musc})$ est la somme des moments créés par les muscles/tendons autour de DIP. t_m et $\vec{r}_{m|DIP}$ sont la force musculaire et le vecteur bras de levier autour de DIP du muscle m .

Enfin, le premier muscle interosseux est souvent considéré comme un muscle de l'index car il s'insère dans le mécanisme extenseur de ce doigt. Néanmoins, ses fibres prennent origine le long du deuxième métacarpe (index) et le long du premier métacarpe (pouce) ce qui implique qu'il mobilise simultanément les articulations MCP de l'index et TMC du pouce. Cette action bi-articulaire a été modélisée en incluant les données de [Domalain \(2010\)](#) qui a déterminé le bras de levier de ce muscle à l'articulation TMC à l'aide de clichés d'imagerie par résonance magnétique (IRM).

2.1.6 Estimation des forces musculaires

Afin d'estimer les forces musculaires, le modèle résout les équations d'équilibre statiques des moments à chaque DDL du modèle. En termes matriciels, cette équation s'écrit

$$[\mathbf{R}] \times [\mathbf{t}] + [\mathbf{M}_L] + [\mathbf{M}_E] = [\mathbf{0}]. \quad (2.5)$$

Pour une articulation, cette équation traduit le fait que les moments engendrés par des forces externes et ligamentaires autour de l'articulation sont équilibrés par les forces exercées par les muscles entourant cette articulation. $[\mathbf{R}]$ est la matrice (23×42) contenant les données de bras de levier de chacun des 42 muscles pour chacun des 23 DDL considérés dans le modèle. $\{\mathbf{t}\}$ est le vecteur (42×1) contenant les 42 forces musculaires inconnues. $[\mathbf{M}_L]$ est le vecteur (23×1) contenant les moments produit par les actions passives des ligaments à l'articulation MCP et TMC. $[\mathbf{M}_E]$ est le vecteur (23×1) contenant les moments des forces externes appliqués au 23 degrés de liberté du modèle.

La redondance musculaire fait que le nombre de muscles croisant chaque articulation est supérieur au nombre de DDL à actionner. Mathématiquement, cela signifie qu'il existe une infinité de coordinations musculaires possibles pour résoudre l'équilibre mécanique. Cette indétermination des forces musculaires est résolue à l'aide d'une procédure d'optimisation qui a pour objectif de trouver la coordination

musculaire qui minimise la somme des stress musculaires. Plus précisément, le critère minimisé s'écrit

$$f(t_m) = \sum_m \left(\frac{t_m}{PCSA_m} \right)^4. \quad (2.6)$$

Ce critère d'optimisation « muscle stress » est communément utilisé pour les systèmes pluri-articulés tels que les doigts (Crowinshield & Brand, 1981; Erdemir *et al.*, 2007; Sancho-Bru *et al.*, 2001; van der Helm & Veeger, 1996). La mise à la puissance 4 dans le critère a été déterminée avec précaution au cours de pré-tests pour éviter les résultats non-physiologiques, notamment les valeurs de forces élevées pour des muscles isolés. $PCSA_m$ désigne la valeur de l'aire de section de coupe physiologique du muscle m et est généralement calculée en divisant le volume du muscle par sa longueur de fibre. Les données de PCSA utilisées pour ce modèle sont issues des travaux de Chao *et al.* (1989) pour les cinq doigts et de Ramsay *et al.* (2009) pour le poignet.

2.1.7 Forces et pressions articulaires

Une fois les forces musculaires estimées, les forces de réaction articulaires sont calculées à l'aide de l'équilibre des forces autour des articulations en résolvant l'équation

$$\vec{F}_c + \sum_m \vec{F}_m + \sum_l \vec{F}_l + \sum_e \vec{F}_e = \vec{0}, \quad (2.7)$$

où \vec{F}_c est le vecteur décrivant les composantes de la force de contact subies par l'articulation considérée. \vec{F}_m est le vecteur contenant les composantes de la force musculaire exercée par le muscle m au passage de l'articulation dont la norme et le vecteur directeur sont respectivement t_m (estimée à l'aide des Eq. 2.4 et 2.5) et \vec{d}_m (déterminé à l'aide de l'Eq. 2.1). \vec{F}_l est la force passive exercée par le ligament l sur l'articulation MCP. \vec{F}_e est la force externe appliquée au point e du doigts. Les pressions articulaires sont ensuite calculées de la manière suivante

$$P_{art} = \frac{F_c}{A_c}, \quad (2.8)$$

où P_{art} , F_c et A_c représentent respectivement la pression, la force de contact et la surface de contact de l'articulation considérée. Les aires de contact (A_c) des articulations des

doigts ont été estimées dans le Chapitre 3 à l'aide de clichés IRM de plusieurs individus permettant une représentation tridimensionnel des os de la main.

2.2 MESURES DES DONNEES D'ENTREE DU MODELE

Le modèle que nous avons développé permet d'estimer les forces musculaires ainsi que les forces de contact et pressions articulaires à partir de données d'entrée de cinématique et de forces externes. Afin que ces estimations soient les plus physiologiques possibles et spécifiques à chaque personne, nous avons élaboré un protocole expérimental pour mesurer les données d'entrée du modèle pour chaque sujet. Cette partie décrit le matériel et les calculs associés à ce protocole qui nous ont permis de déterminer les angles articulaires des 23 DDL du modèle et les forces externes s'appliquant sur l'ensemble des segments de la main.

2.2.1 Données d'entrée de forces externes

La mesure des actions externes en tant que données d'entrée du modèle musculo-squelettique a nécessité le développement de méthodologies spécifiques au pinch grip et au power grip. Les parties suivantes présentent ces outils de mesure et le traitement des données recueillies afin de les implémenter dans le modèle.

2.2.1.a) Détermination des forces externes en power grip

Afin de calculer les moments des forces externes à chaque articulation, il est nécessaire d'évaluer les forces appliquées sur chaque phalange. Jusqu'à présent, de nombreuses méthodes ont été développées pour l'analyse des forces durant des tâches de power grip. La force de préhension a souvent été évaluée avec des dynamomètres mesurant les forces dans une seule direction tels que les pinces Jamar ou des cylindres divisés en deux barres entre lesquelles un capteur de force a été intercalée (Edgren et al., 2004; Seo & Armstrong, 2008). Cependant, cette mesure unidirectionnelle sous-estime l'intensité de la force de préhension. En effet, Wimer et al. (2009) ont évalué que ces capteurs ne mesure que 63% de la force totale appliquée sur la circonférence du cylindre. Pour résoudre ce problème, les dynamomètres les plus élaborés consistent en un manche divisé en 6 poutres qui sont instrumentées de jauges de contraintes afin de mesurer la force normale qui leur est appliquée (Chadwick & Nicol, 2001; Wimer et al.,

2009). Bien que l'ajout de poutres permette une mesure précise de la force de préhension et fournisse des informations sur la répartition de force sur la circonférence du manche, cela ne permet cependant pas d'évaluer la distribution entre les différentes zones anatomiques de la main. Dans le but d'évaluer cette distribution, des auteurs ont utilisés des capteurs de pression sous forme de nappes enroulées autour d'un cylindre (Aldien *et al.*, 2005; Lee & Rim, 1991; Seo & Armstrong, 2008; Seo *et al.*, 2007). Ce type de mesure permet d'identifier l'implication de chaque zone de la main et d'obtenir une cartographie relative des forces appliquées. Néanmoins, ces systèmes à eux seuls ne permettent pas une estimation précise de la force de préhension (Seo & Armstrong, 2008). Plus récemment, Jérémy Rossi a développé durant sa thèse une méthode combinant l'utilisation d'un manche à six poutres avec celle d'une nappe de pression qui a permis de caractériser la distribution des forces dans la main lors du power grip (Rossi *et al.*, 2012).

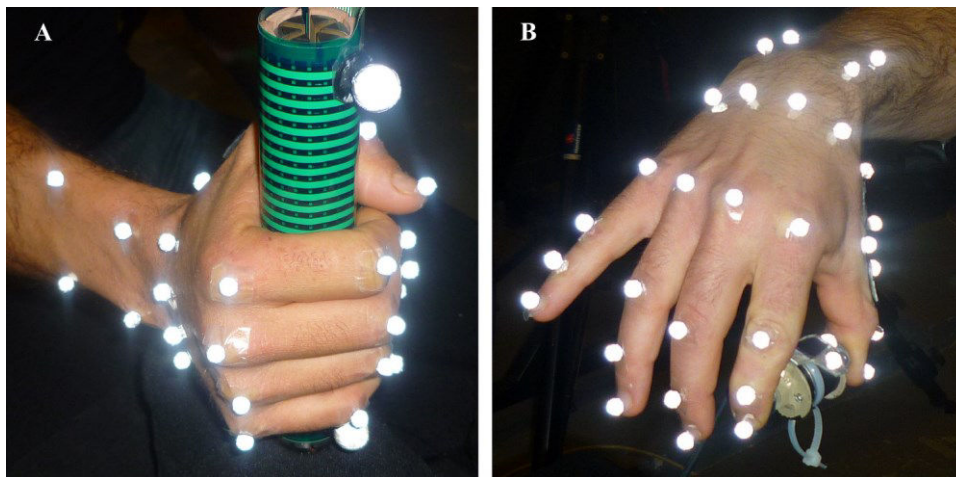


Figure 2.4 - Systèmes de mesures de forces externes et postures adoptés par les sujets durant la tâche de power grip (A) et celle de pinch grip (B).

Pour notre modèle, la mesure des forces externes appliquée sur chaque segment durant le power grip a été possible grâce à une adaptation de la méthodologie développée par Jérémy Rossi (Rossi *et al.*, 2012). Le principe de mesure reste le même et consiste, comme illustré en Figure 2.4A, à combiner les mesures d'un dynamomètre et celles d'une nappe de pression. Le dynamomètre est un manche cylindrique divisé en six poutres instrumentées spécialement conçu (Handle, Sixaxes, Argenteuil, France). Le diamètre du manche est modifiable mais a été fixé à 3.3 cm, ce qui représente en moyenne la taille optimale pour appliquer une force de préhension maximale (Kong & Lowe, 2005; Rossi *et al.*, 2012). La nappe de pression (TekScan, Boston, USA, épaisseur :

0.22mm) possède 1089 points de mesure (33 colonnes et 33 lignes) répartis sur une zone carrée de 182 mm de côté et ayant chacun une résolution de 255 valeurs. Elle est fixée à l'aide de vis à une de ces extrémités, enroulée autour du manche instrumenté puis maintenue en position à l'aide d'un ruban adhésif de type gaffer. Comme présenté en Figure 2.4A, les sujets manipulaient les deux systèmes simultanément lors de la tâche.

Le traitement des six signaux du manche instrumenté, un par poutre, consistait à appliquer un filtre passe-bas (Butterworth, zero-phase, ordre 2, fréquence de coupure : 20 Hz) puis à ré-échantillonner les données à la fréquence d'acquisition de la cinématique (125 Hz). Ensuite, la force de préhension était calculée en moyennant la force totale appliquée au manche, somme des six signaux des poutres, sur une fenêtre de 750 ms centrée sur le pic de cette force totale. Cette analyse moyenne sur un temps relativement long est valide dans le sens où les données que nous étudions correspondent à des conditions quasi-statiques. La cartographie des pressions était calculée en moyennant les données de la nappe sur cette même fenêtre.

Pour implémentation dans le modèle, la force de préhension globale doit être décomposée pour déterminer les forces externes appliquées sur chaque phalange des doigts. Dans ce but, 25 zones, cinq par doigts, ont été définies sur la surface palmaire de la main. Comme illustré dans la Figure 2.5A, ces zones correspondent soit à un segment soit à une articulation. Les 25 forces externes associées à ces zones étaient définies par trois paramètres : l'intensité de la force, le vecteur directeur, et le point d'application.

Les intensités étaient calculées à partir d'une cartographie de force établie en combinant les données du manche instrumenté et de la nappe de pression. Cela consistait d'abord à calculer une cartographie normalisée à l'aide des données de pression qui était ensuite ajustée à la valeur de force de préhension (F_{grip}) mesurée par le manche instrumenté. La valeur de force de chaque point de la cartographie peut ainsi être formulée

$$F_{map,i} = \frac{P_{map,i}}{\sum_i P_{map,i}} F_{grip}, \quad (2.9)$$

où $F_{map,i}$ et $P_{map,i}$, sont respectivement les valeurs de force et de pression au point de mesure i de la nappe. Cette cartographie de force était ensuite utilisée pour calculer les intensités des forces appliquées sur les 25 zones. Dans ce but, chaque zone était délimitée manuellement et l'intensité de la force était calculée en sommant les valeurs

de forces $F_{map,i}$ des points de mesures se trouvant dans la zone. La Figure 2.5B présente la cartographie de force obtenue pour un sujet ainsi que les zones identifiées.

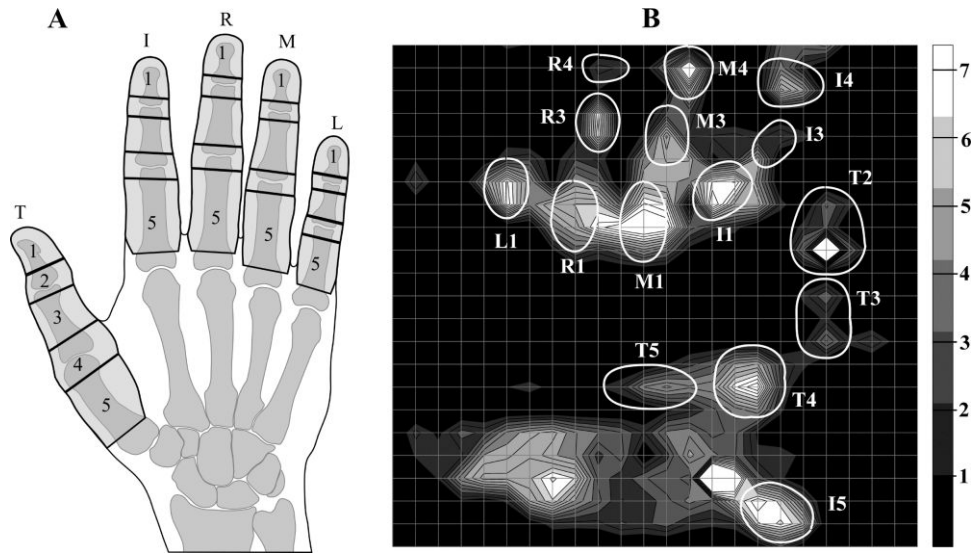


Figure 2.5 - A : Les zones anatomiques identifiées sur la cartographie de force pour déterminer les intensités des 25 forces appliquées aux segments du modèle. B - Un exemple de cartographie de force ($F_{map,i}$) obtenu en combinant les données de la nappe de pression et du manche instrumenté pour un sujet représentatif. Les contours blancs représentent les zones identifiées pour ce sujet.

Contrairement aux intensités de forces, les vecteurs directeurs et les points d'application des forces externes appliquées sur les doigts longs sont les mêmes pour chaque sujet. En correspondance directe avec les zones, les points d'applications sont soit le milieu d'un segment soit le centre de rotation d'une articulation. Pour les doigts longs, l'hypothèse générale était que les forces externes s'appliquaient sur le doigt seulement dans la direction dorsale. Ainsi, le vecteur directeur était soit l'axe sagittal du système de coordonnées segmentaire (\vec{y} , dans la partie 2.2.2) soit, si le point d'application était un centre de rotation, la somme des vecteurs directeurs des segments proximal et distal à l'articulation. Les points d'application et les vecteurs directeurs sont fixés car les déterminer pour chaque sujet nécessite une méthodologie expérimentale et computationnelle complexe dont les sources d'erreurs ne garantissent pas, au final, une amélioration majeure des résultats. Pour le pouce, il est plus difficile d'émettre une hypothèse quant au vecteur directeur de la force. En conséquence, pour chaque sujet, les marqueurs positionnés sur le manche dynamométrique était combinés avec ceux du pouce pour calculer les vecteurs directeurs des forces externes. Leurs coordonnées sont déterminées de sorte qu'ils soient orthogonaux à l'axe longitudinal du manche et qu'ils passent par le point d'application de la force.

2.2.1.b) Mesure des actions externes en pinch grip

L'outil utilisé pour mesurer les actions externes subies par le pouce et l'index lors du pinch grip est celui développé par Mathieu Domalain pendant ses travaux de thèse et utilisé pour de précédentes études concernant ce type de préhension (Domalain *et al.*, 2008; Vigouroux *et al.*, 2011a). Il est constitué d'un capteur de force (Nano-25, ATI Industrial Automation, Garner, NC) permettant l'acquisition des composantes tridimensionnelles de la force et du moment appliqué par chaque doigt. Le capteur est placé au centre d'une structure qui peut être ajustée en longueur afin de contrôler l'ouverture de la pince. Pour notre expérimentation, nous avons choisi de fixer cette distance à 5.5 cm qui est en moyenne la taille optimale pour fournir une force de préhension maximale (Vigouroux *et al.*, 2011a).

Les six signaux enregistrés, trois pour la force et trois pour le moment, ont été traités de la même façon que les données du manche instrumenté pour le power grip. Après le même filtrage et ré-échantillonnage, les signaux étaient moyennés sur une fenêtre de 750 ms autour du pic de la norme des 3 composantes de forces. Une fois les données traitées, elles étaient implémentées dans le modèle en tant que force subie par les segments. Un vecteur de force était calculé pour chacun des deux doigts. La norme et la direction de ce vecteur étaient les mêmes pour les deux doigts et étaient directement déterminées par les 3 valeurs de force. Le sens du vecteur force s'opposait à la force appliquée par le doigt. Pour chaque doigt, le point d'application de cette force était le milieu du segment distal.

2.2.2 Données d'entrée de cinématique

Dans le but, de déterminer la cinématique articulaire, un système de coordonnées segmentaire doit être associé à chaque segment. Les angles articulaires sont alors déterminés par rapport aux mouvements relatifs entre les systèmes de coordonnées du segment proximal et du segment distal à l'articulation (Cappozzo *et al.*, 2005; Kontaxis *et al.*, 2009; Wu *et al.*, 2005). Les trois axes d'un système de coordonnées segmentaire peuvent être définis à l'aide de points anatomiques ou d'axes de rotation fonctionnels de l'articulation (Kontaxis *et al.*, 2009). La société internationale de biomécanique (ISB) a établi des recommandations dans le but de normaliser la façon dont les systèmes de coordonnées segmentaires sont définis. L'ISB recommande notamment l'utilisation de

points anatomiques palpables et a fourni une liste de ces points pour l'ensemble des segments du membre inférieur (Wu *et al.*, 2002) et du membre supérieur (Wu *et al.*, 2005).

Contrairement à l'épaule et au coude, les définitions de systèmes de coordonnées segmentaires proposées par l'ISB (Wu *et al.*, 2005) pour les segments des doigts sont peu judicieux et difficile à mettre en œuvre expérimentalement. En effet, les points anatomiques proposés sont les centres géométriques de la tête et la base du segment qui sont ni palpables ni faciles à estimer. En conséquence, de nombreuses autres méthodes ont donc été développées et se réfèrent soit à d'autres points anatomiques plus facilement utilisables (Buczek *et al.*, 2011; Chèze *et al.*, 2009; Degeorges *et al.*, 2004; Metcalf *et al.*, 2008) soit à des axes de rotation fonctionnels (Cerveri *et al.*, 2005; Miyata *et al.*, 2004; Zhang, 2003). Au niveau du pouce, il existe également un débat concernant la mesure de la cinématique de l'articulation TMC qui est très complexe. En particulier, le trapèze étant peu accessible de manière externe, il est difficile de suivre ses mouvements. L'ISB recommande de se référer à l'étude de Cooney *et al.* (1981) au cours de laquelle la cinématique *in vivo* à TMC a été évaluée à partir de celle du troisième métacarpe en utilisant des données de référence mesurées sur cadavres. Des méthodes ont également été développées afin de déterminer directement la cinématique du trapèze en ayant recours à l'imagerie médicale pour définir des points anatomiques (Chèze *et al.*, 2009) ou des axes de rotation fonctionnels (Cerveri *et al.*, 2008).

Chacune des méthodes proposées présente des avantages et des inconvénients qui rendent le choix très complexe. Face à cette controverse spécifique à la cinématique de la main, j'ai mené une étude sur la comparaison de trois méthodes pour définir les systèmes de coordonnées segmentaires pour les doigts et le poignet. Cette étude, réalisée à l'Université Technologique de Delft sous la direction des professeurs Frans van der Helm et Dirkjan (HEJ) Veeger, n'est pas présenté dans ce document de thèse mais fait l'objet d'une publication paru dans *Journal of Biomechanics* (Goislard de Monsabert *et al.*, 2014) dont une copie se trouve en Annexe B. Les trois définitions testées consistaient en l'utilisation d'axes de référence globaux (« Reference method »), de points anatomiques (« Landmark method ») ou d'axes de rotation fonctionnels (« Functional frame »). Les résultats de cette étude indiquent que les trois méthodes fournissent des estimations comparables de l'angle de flexion-extension. En revanche,

les autres rotations étaient mieux estimées en utilisant la méthode fonctionnelle. Une des conclusions est notamment que la méthode anatomique est particulièrement intéressante car elle est relativement simple à mettre en place et fournit des résultats raisonnables par rapport à la fonctionnelle qui est la plus précise.

2.2.2.a) Placement des marqueurs et points anatomiques

Les positions des segments et de leurs points anatomiques au cours du temps, sont mesurés à l'aide d'outils de capture du mouvement et sont repérées en plaçant des marqueurs sur la peau (Cappozzo *et al.*, 2005; Kontaxis *et al.*, 2009). Chaque segment doit être équipé de trois marqueurs au moins pour que ses mouvements soient entièrement déterminés. Cette contrainte est problématique au niveau de la main car une quinzaine de segments doivent être suivis, chacun présentant très peu d'espace pour placer des marqueurs. De plus, certains emplacements doivent être évités pour ne pas gêner l'exécution de la tâche et assurer le confort du sujet. Notamment, pour les tâches de préhension, on ne peut placer de marqueurs ni sur la surface palmaire de la main, qui est en contact avec l'objet, ni sur les côtés latéraux des doigts, qui peuvent se toucher lors du serrage de l'objet. Pour remédier à ce problème, certains auteurs ont choisi d'éloigner les marqueurs de la surface du segment en les déportant verticalement à l'aide de tiges (Degeorges *et al.*, 2004; Fowler & Nicol, 2001) ou horizontalement à l'aide de plaques « en T » (Cooney *et al.*, 1981). Ces solutions ont permis l'acquisition de données pour un doigt mais leur application à la main entière ne semble pas envisageable sans risques de collisions entre marqueurs de différents doigts. À l'aide d'hypothèses sur la cinématique des doigts, les études portant sur la main entière ont réduit le nombre de marqueurs par segments en utilisant parfois un ou deux marqueurs par segment et en les plaçant uniquement sur le côté dorsal des doigts (Carpinella *et al.*, 2006; Metcalf *et al.*, 2008; Zhang, 2003).

Le placement de marqueurs employé pour les expérimentations est présenté en Figure 2.6 et adapté de celui proposé par Metcalf *et al.* (2008). Il consiste à placer les marqueurs du côté dorsal des doigts sur des points anatomiques représentant les extrémités distale et proximale de chaque segment. Afin de réduire le nombre de marqueurs, certains points anatomiques sont utilisés de manière commune pour deux segments différents en tant que point distal pour l'un et proximal pour l'autre. Des marqueurs déportés ont été employés pour estimer les angles articulaires à

l'articulation TMC du pouce à l'aide la méthodologie de [Cooney et al. \(1981\)](#). Pour le radius, l'espace de calibration étant très centré sur la main, nous n'avons pas pu utiliser les épicondyles du coude comme recommandé par l'ISB et avons choisi d'utiliser les deux styloïdes du radius et de l'ulna ainsi qu'un troisième point sur le radius éloigné d'environ 5 cm de son styloïde. Au total, 29 marqueurs ont été utilisés dont cinq pour chaque doigt long, six pour le pouce et trois pour le poignet.

Le système optoélectronique utilisé était un système de 6 caméras Vicon MX T40 (Vicon, Oxford, UK) ont permis de suivre les déplacements des 29 marqueurs avec une fréquence d'acquisition de 125Hz. La calibration du système a été faite pour un espace d'environ 1m³ et a résulté en une précision d'estimation des coordonnées de marqueurs de 0.18mm.

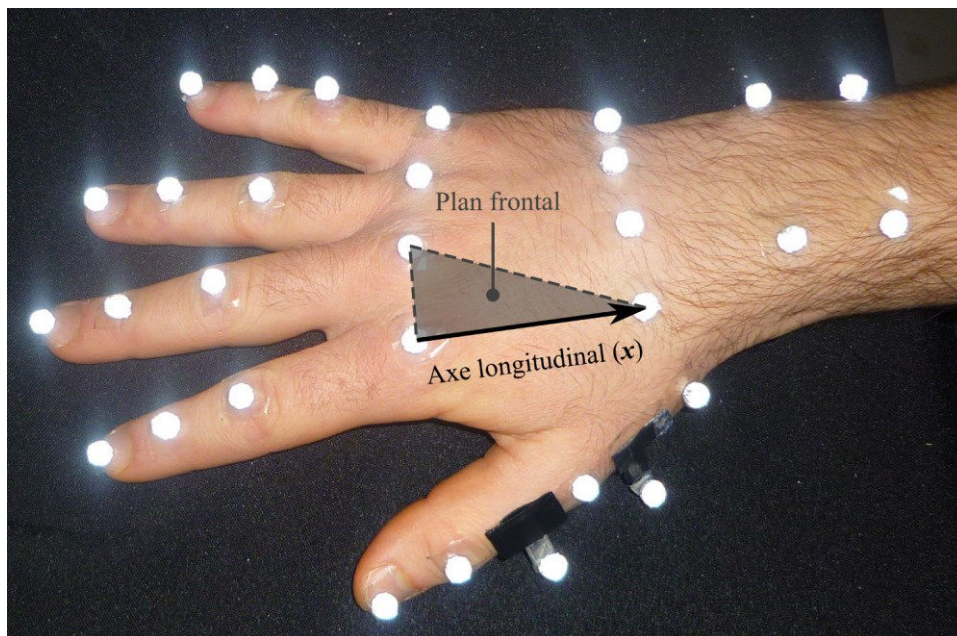


Figure 2.6 - Le placement de marqueur employé pour mesure la position des segments de la main et de l'avant-bras. Le système de coordonnées segmentaire est défini à l'aide deux éléments : le vecteur noir représente l'axe longitudinal (x) et la zone grise représente le plan frontal local auquel l'axe sagittal (y) est perpendiculaire.

2.2.2.b) Définitions des systèmes de coordonnées segmentaires

Afin de définir les systèmes de coordonnées segmentaires, les coordonnées des marqueurs étaient d'abord moyennées sur la même fenêtre que celle des données de force (750 ms, centrée sur le pic de force de préhension). Les coordonnées moyennées obtenues étaient ensuite utilisées pour définir les trois axes du système de coordonnées associé à chaque segment du modèle. Pour tous les segments, La même convention de

signe et les mêmes noms d'axes étaient utilisés: x est l'axe longitudinal et est orienté dans la direction proximale, y est l'axe sagittal et est orienté vers le côté dorsal de la main et z est l'axe transverse et est orienté dans la direction radiale.

Pour les métacarpes et les phalanges des 5 doigts, les systèmes de coordonnées segmentaires sont définis de manière similaire. Comme illustré en Figure 2.6, l'axe longitudinal (x) est représenté par le vecteur entre les deux points anatomiques aux extrémités distale et proximale du segment. Ensuite, l'axe sagittal (y) est perpendiculaire à un plan frontal local défini par l'axe x déjà calculé et un vecteur radio-ulnaire calculé soit avec un troisième marqueur (métacarpes) soit avec l'axe transverse du segment précédent (phalanges). Le plan frontal utilisé pour le second métacarpe est représenté sur la Figure 2.6. Enfin, l'axe transverse (z) est perpendiculaire aux deux autres axes (x et y) déjà calculés. En accord avec les recommandations de l'ISB, le système de coordonnées segmentaires du trapèze est déterminé à partir de celui du troisième métacarpe à l'aide des relations décrites par [Cooney et al. \(1981\)](#). Ces chercheurs ont supposé que ces deux os étaient fixes l'un par rapport à l'autre et ont mesuré lors d'études sur cadavres les angles permettant de passer du système de coordonnées de l'un à celui de l'autre. En moyenne, le trapèze était orienté à 46° de flexion, 35° d'abduction, 82° de supination du troisième métacarpe. Ces angles sont utilisés pour calculer une matrice de rotation de Cardan qui permet de déterminer le système de coordonnées du trapèze à partir de celui du troisième métacarpe pour des sujets vivants.

2.2.2.c) Calcul des angles articulaires

Pour estimer les angles articulaires à partir des positions relatives des systèmes de coordonnées du segment proximal et distal, la méthode des angles d'Euler/Cardan a été utilisée. Cette méthode consiste à décomposer la transformation entre deux systèmes de coordonnées en trois rotations. La combinaison d'axes autour desquels se font ces rotations, par exemple x - z - y , est appelé « séquence » et a une forte influence directe sur les valeurs des trois angles obtenus ([Cappozzo et al., 2005](#); [Chèze et al., 2009](#); [Šenk & Chèze, 2006](#)). Le choix de la séquence pour chaque articulation reste un sujet de controverse mais est généralement choisi afin que les trois angles obtenus soit interprétables en termes de rotations articulaires, c'est-à-dire flexion-extension, abduction-adduction, pronation-supination. Pour la main, la séquence la plus

couramment utilisé est 1) flexion-extension, 2) abduction-adduction et 3) pronation-supination, soit $\mathbf{z-y-x}$ selon notre définition des axes, car elle est associée aux données de [Chao et al. \(1989\)](#) pour la modélisation de la biomécanique de la main.

Utilisant les données fournies par ces auteurs dans notre modèle, nous avons choisi d'estimer les angles articulaires au niveau des articulations des doigts et du poignet en utilisant la séquence de Cardan $\mathbf{z-y-x}$. Nous avons donc tout d'abord calculé la matrice $[{}^p\mathbf{T}_d]$ décrivant l'orientation relative entre les deux segments de l'articulation telle que

$$[{}^p\mathbf{T}_d] = \begin{bmatrix} T_{1,1} & T_{1,2} & T_{1,3} \\ T_{2,1} & T_{2,2} & T_{2,3} \\ T_{3,1} & T_{3,2} & T_{3,3} \end{bmatrix} = [\mathbf{B}_p]^{-1}[\mathbf{B}_d], \quad (2.10)$$

où $[\mathbf{B}_p]$ et $[\mathbf{B}_d]$, sont les matrices décrivant les systèmes de coordonnées segmentaires du segment proximal et du segment distal, respectivement, par rapport aux coordonnées du laboratoire. Ensuite, les termes de la matrice $[{}^p\mathbf{T}_d]$ sont utilisés pour calculer les angles articulaires en utilisant la matrice de rotation décrivant la séquence de Cardan $\mathbf{z-y-x}$:

$$\varphi_F = \tan^{-1}\left(\frac{T_{1,2}}{T_{1,1}}\right), \quad (2.11.a)$$

$$\varphi_A = \sin^{-1}(-T_{1,3}), \quad (2.11.b)$$

$$\text{et } \varphi_P = \tan^{-1}\left(\frac{T_{2,3}}{T_{3,3}}\right); \quad (2.11.c)$$

où φ_F , φ_A , φ_P sont les angles de Cardan représentant respectivement la flexion-extension, l'abduction-adduction et la pronation-supination et les termes $T_{u,v}$ sont des éléments de la matrice $[{}^p\mathbf{T}_d]$. Avec les conventions de signes définies dans la section précédente, la flexion, l'abduction et la pronation correspondent à des angles positifs.

2.3 MISE EN ŒUVRE DE LA METHODOLOGIE POUR LE POWER GRIP

Le modèle biomécanique et la méthodologie présentée ci-dessus ont tout d'abord été mis en œuvre pour l'investigation des tensions musculaires lors d'une préhension power grip. Ce travail a fait l'objet de la publication dans *Medicine and Science in Sport and*

Exercices en Annexe A. Dans cette étude, 11 sujets sains (âge : 25.8 ± 3.2 ans, taille : 178.3 ± 5.9 cm ; Poids : 71.5 ± 6.9 kg ; taille de main : 19.0 ± 0.7 cm ; largeur de main : 8.6 ± 0.4 cm) ont participé à l'expérience. Les sujets étaient assis devant une table sur laquelle était disposé le manche instrumenté que nous avons présenté précédemment. La tâche consistait à soulever le manche instrumenté à une hauteur confortable, choisie par le sujet, et à lui appliquer une force de préhension maximale en configuration power grip. Trois essais successifs étaient réalisés, chacun précédé de 3 minutes de repos pour éviter toute influence de la fatigue. Les forces appliquées au manche instrumenté ainsi que la cinématique étaient enregistrées de manière synchrone. Les données étaient ensuite traitées puis implémentées dans le modèle afin d'estimer les chargements musculaires et articulaires selon les méthodes décrites précédemment dans ce chapitre.

A titre d'illustration, les paragraphes suivants présentent les résultats obtenus pour l'ensemble des forces musculaires et des forces de contact estimées. Ces résultats sont présentés et discutés plus en détail dans la publication fournie en Annexe A.

2.3.1 Forces musculaires

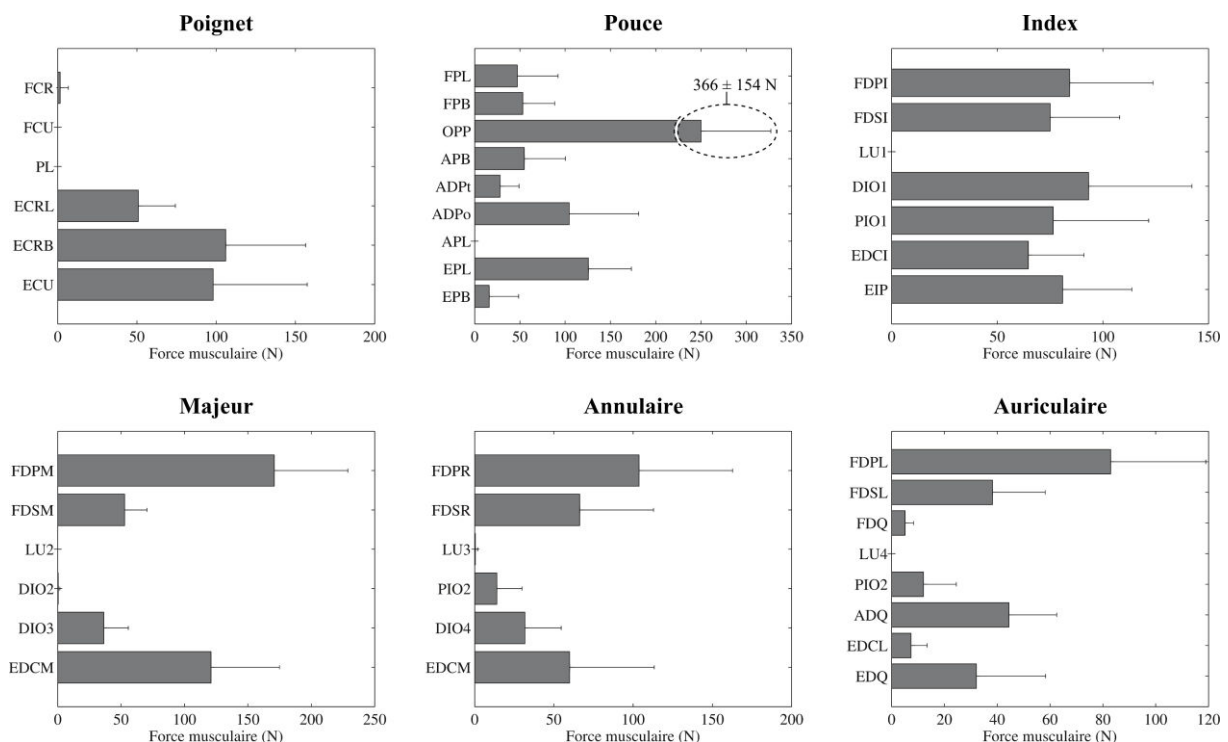


Figure 2.7 – Forces musculaires (en Newtons) estimées à l'aide du modèle musculo-squelettique de la main durant la tâche de power grip. Les données présentées correspondent aux moyennes (+ un écart-type) calculées pour les 11 sujets.

Les forces musculaires estimées durant le power grip sont présentées en Figure 2.7. Le résultat le plus marquant est que le modèle estime un très fort niveau de co-contraction des muscles extrinsèques extenseurs (EDC, EDI et EDQ). Pour chaque doigt long, ces muscles, pourtant antagonistes à la tâche, exerçaient des forces parmi les plus élevées pouvant atteindre un niveau similaire à ceux des fléchisseurs. Ce résultat surprenant corrobore les résultats EMG obtenu dans la littérature lors de tâches similaires (Mogk & Keir, 2003; Snijders *et al.*, 1987). Ce phénomène s'explique au travers de l'implication des muscles extrinsèques dans l'équilibration du poignet (Figure 1.8). Pour exercer des forces sur l'objet, les muscles fléchisseurs extrinsèques des doigts (FDP, FDS, FPL) sont très impliqués ce qui, du fait de leur pluri-articularité, engendre un moment de flexion important au niveau du poignet. Parallèlement, aucun moment de force externe ne peut équilibrer ce moment musculaire fléchisseur car l'ensemble des forces appliquées par les doigts sur l'objet se compensent afin d'assurer l'équilibre de celui-ci. Ainsi, comme représenté sur la Figure 2.8, la co-contraction des extenseurs du poignet et des extenseurs extrinsèques des doigts est mécaniquement nécessaire pour équilibrer les moments musculaires élevés créés par les fléchisseurs extrinsèques des doigts. Bien que des auteurs aient déjà identifié ce phénomène (Keir & Wells, 2002; Paclet & Quaine, 2012; Snijders *et al.*, 1987), aucune donnée quantifiée n'avait été apportée quant au niveau de force effectivement exercé par les extenseurs durant une tâche de préhension.

L'implication de ce résultat est double. Tout d'abord, l'estimation d'un niveau de co-contraction par les modèles biomécaniques est particulièrement complexe. Effectivement, les modélisations et les méthodes de résolutions par optimisation échouent, la plupart du temps, à estimer cette activité antagoniste si bien que l'utilisation de mesure EMG est nécessaire pour obtenir des résultats réalistes (Amarantini & Martin, 2004; Gagnon *et al.*, 2001; Rao *et al.*, 2009; Vigouroux *et al.*, 2007). L'ajout des équations d'équilibre du poignet a permis à notre modèle d'évaluer des niveaux de co-contraction sans avoir recours aux données EMG. Paclet & Quaine (2012) et Jinha *et al.* (2006) ont observé un effet similaire de l'augmentation du nombre de DDL sur les estimations des modèles musculo-squelettiques. Toutefois, il est à noter que la co-contraction quantifiée par notre modèle de la main est purement mécanique et n'intègre pas les autres facteurs individuels pouvant influencer ce niveau tels que l'état de fatigue musculaire ou psychologique. La seconde implication des niveaux de co-

contraction évalués par le modèle est d'ordre clinique. Les sollicitations des extenseurs durant la tâche de power grip ont en effet atteint des niveaux très élevés, parfois égaux à ceux des fléchisseurs. Cette sur-sollicitation permet de comprendre pourquoi certains troubles des extenseurs, comme le tennis elbow, sont associés à la préhension, qui est une tâche de flexion. La modélisation de la main développée dans ce travail a ainsi apporté une explication quantifiée de ce facteur risque mécanique d'apparition du tennis elbow.

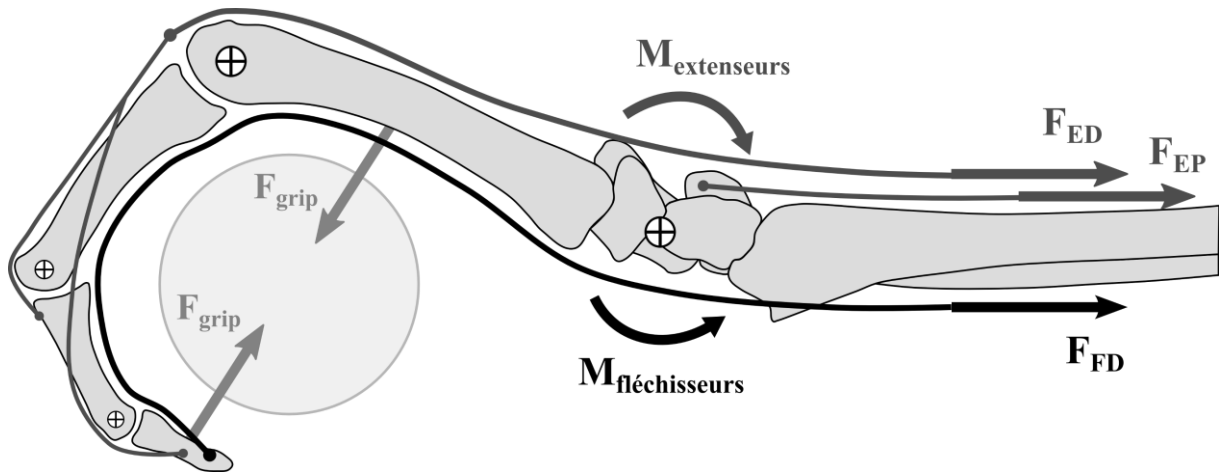


Figure 2.8 - Illustration de la nécessité mécanique de la co-contraction des extenseurs extrinsèques des doigts lors d'une tâche de power grip afin d'équilibrer le poignet. L'application d'efforts maximaux sur l'objet nécessite de développer une force musculaire importante au niveau des fléchisseurs extrinsèques (F_{FD}). Cette sollicitation engendre un moment musculaire fléchisseur ($M_{fléchisseurs}$) important au niveau du poignet. Comme les forces appliquées à l'objet (F_{grip}) s'équilibrent, l'équilibration du moment $M_{fléchisseurs}$ requiert de produire une force musculaire importante au niveau des extenseurs extrinsèques (F_{ED}) et des extenseurs du poignet (F_{EP}).

Cependant, la résolution du problème de redondance musculaire a nécessité d'augmenter fortement les bornes supérieures de tensions musculaires dans la procédure d'optimisation du modèle. Ces bornes sont généralement utilisées afin d'estimer des niveaux de forces musculaires en cohérence avec les capacités de production de force de chaque muscle. Ici, ces capacités ont dû être multipliées par six pour que la procédure d'optimisation converge vers une solution pour l'ensemble des sujets. Ceci met à jour un problème important de la modélisation biomécanique. En effet, dans les modèles, les données anthropométriques qui définissent les capacités théoriques maximales (PCSA et muscle stress) ne correspondent le plus souvent pas aux capacités des sujets testés. En conséquence, la résolution de l'indétermination et l'estimation des forces musculaires par les modèles ne sont pas représentatives des

capacités individuelles des sujets testés. Ce problème est abordé de manière détaillée dans le Chapitre 4.

2.3.2 Force de contact articulaire

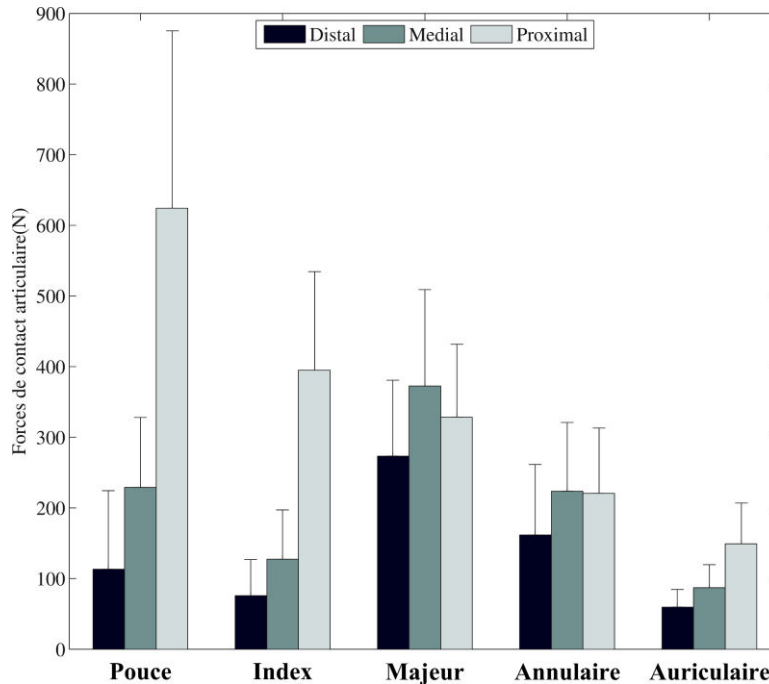


Figure 2.9 – Forces de contact articulaires (en Newtons) estimées à l'aide du modèle musculo-squelettique de la main durant la tâche de power grip. Les données présentées correspondent aux moyennes (+ un écart-type) calculées pour les 11 sujets.

Les forces de contact articulaires estimées par le modèle pour la tâche de power grip sont exposées dans la Figure 2.9. Pour chaque doigt, on observe une même tendance d'augmentation des chargements en direction des articulations proximales. Cette évolution est principalement due aux forces exercées par les muscles. Comme le nombre de tendons croisant l'articulation augmente dans le sens proximal, la compression engendrée par les forces musculaires augmente dans ce même sens. De plus, cette tendance est accentuée pour les doigts présentant les niveaux de co-contraction les plus élevés. Les estimations de précédents modèles ayant étudié d'autres tâches ont également indiqué une augmentation dans le sens proximal des forces de contact articulaires, ce qui laisse penser que cette tendance résulte plutôt de facteurs internes que de contraintes associées à la tâche. Néanmoins, afin de clarifier cette affirmation, il semble nécessaire d'étudier les chargements mécaniques des articulations au regard des propriétés spécifiques des articulations, telles que la surface de contact comme nous allons le faire au Chapitre 3.

2.4 CONCLUSIONS ET DISCUSSION SUR LE CHAPITRE 2

Dans ce chapitre, la démarche poursuivie était de développer le modèle musculo-squelettique de la main ainsi qu'une procédure expérimentale permettant d'étudier la préhension, notamment de type power grip. Les principales originalités de développement résident dans la prise en compte dans le modèle de l'ensemble des 23 degrés de libertés articulaires de la main dans une seule procédure de résolution par optimisation. Cela a nécessité de considérer les couplages mécaniques notamment engendrés par les liaisons entre les muscles lombricaux et FDP ainsi que ceux engendrés par les muscles extrinsèques. Du point de vue expérimental, l'originalité réside dans le traitement des données pour la définition des efforts appliqués sur 25 zones situés sur la face palmaire des doigts. Cette procédure a été mise en œuvre pour l'analyse du serrage d'un manche avec une préhension power grip. Les principaux résultats permettent de clarifier i) les équilibres mécaniques de la main générés lors de la préhension et notamment les fonctions originales des muscles pluri-articulaires ii) les causes mécaniques d'apparition de la pathologie du tennis elbow iii) certaines informations concernant le chargement mécanique des articulations. Afin de clarifier ces observations et d'apporter des réponses à des observations cliniques concernant l'arthrose, le chapitre suivant s'est focalisé sur une analyse plus précise des chargements articulaires et sur la comparaison de la biomécanique des tâches de power grip et pinch grip.

3. CLARIFICATION DES FACTEURS DE RISQUES MECANIQUES D'ARTHROSE DE LA MAIN A L'AIDE DE LA MODELISATION MUSCULO-SQUELETTIQUE

Ce chapitre est présenté sous la forme d'une publication parue dans le journal *Medical Engineering and Physics*:

- * Goislard de Monsabert B, Vigouroux L, Bendahan D, Berton E. (2014). "Quantification of finger joint loadings using musculoskeletal modelling clarifies mechanical risk factors of hand osteoarthritis". *Medical Engineering & Physics*, 36, 177-184.

Cette étude a été réalisée en collaboration avec l'équipe du Dr. David Bendahan (DR, CNRS) au sein du Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale (UMR 7339) dirigé par le Pr. Patrick Cozzone. Outre la publication, ce chapitre inclue deux parties en français. La première, dans la page suivante, fournit un résumé de l'étude et une seconde, en fin de chapitre, inclue une synthèse des résultats ainsi qu'une courte discussion.

RESUME

Objectif

L'objectif de cette étude est de quantifier les forces et les pressions subies par les articulations durant deux tâches de préhension à l'aide du modèle musculo-squelettique de la main dans le but de clarifier les facteurs de risques d'arthrose associés aux types de préhension et ceux spécifiques aux articulations.

Méthodologie

Les forces de préhension et la cinématique de la main ont été mesurées chez 10 sujets sains lors de tâches de contraction maximale en power grip et pinch grip. Des clichés tridimensionnels d'imagerie par résonance magnétique des mains de 7 sujets ont été acquis pour calculer les aires de contacts articulaires pour chacune des tâches. Pour chaque sujet, ces mesures ont ensuite été utilisées en tant qu'entrée du modèle musculo-squelettique de la main pour estimer les forces et les pressions articulaires dans chacune des deux tâches.

Résultats et discussion

En comparaison avec la tâche de power grip, les chargements articulaires observés pendant la tâche de pinch grip étaient deux à huit fois supérieurs selon l'articulation tandis que la force de préhension dans cette tâche était deux fois inférieure. Pour les deux tâches, les pressions et les forces subies par l'articulation ont augmenté dans la direction proximale. Ces résultats quantifiés à l'aide du modèle musculo-squelettique clarifient deux observations cliniques concernant l'arthrose de la main, i.e. le risque important associé à la tâche pinch grip et l'incidence de la rhizarthrose (arthrose à la base du pouce).

3.1 INTRODUCTION

Hand osteoarthritis (OA) is a major public health concern which symptomatic cases were reported for 5% to 25% of the population (Dillon *et al.*, 2007; Kalichman & Hernández-Molina, 2010; Lawrence *et al.*, 2008; Zhang *et al.*, 2002). This pathology induces a degeneration of articular cartilage and surrounding tissues (Arden & Nevitt, 2006; Kalichman & Hernández-Molina, 2010) resulting in loss of grip strength (Dominick *et al.*, 2005; Jones *et al.*, 2001; Lee *et al.*, 2012; Zhang *et al.*, 2002), reduced range of motions (Jones *et al.*, 2005) and other impairments regarding daily tasks (Jones *et al.*, 2001; Lee *et al.*, 2012; Zhang *et al.*, 2002). The treatment of hand OA can vary from conservative methods, e.g. physiotherapy, medication or orthotics, to highly invasive surgery (Zhang *et al.*, 2007). Understanding risk factors is important to prevent the disease and to improve potential therapies. Genetics, ageing or hormonal issues have been proposed as accounting factors of primary OA (idiopathic cases) (Alexander, 2004; Herrero-Beaumont *et al.*, 2009) but no clear evidence has been provided. Conversely, anatomic, metabolic, traumatic and inflammatory disorders have been clearly identified as secondary factors resulting in OA (Arden & Nevitt, 2006). Especially, the mechanical loadings, i.e. the forces and pressures, acting upon the joints had often been considered as an important risk factor of hand OA because they reflect how the cartilage is used (Alexander & van Puymbroeck, 1994; Arden & Nevitt, 2006; Hart & Spector, 1995; Herrero-Beaumont *et al.*, 2009; Zhang & Jordan, 2010).

Despite the numerous investigations of the potential risk factors of OA, two aspects of hand OA development remain misunderstood. The first one relates to the risks associated to the grip techniques. Generally, two grip techniques have been compared in the biomechanics literature i.e. the power and the pinch grip. While the power grip almost involves the whole hand palmar surface and is used for forceful tasks (e.g. tool handling or racket sports), the pinch grip is related to fingertips and precision tasks (e.g. writing or sewing) (Napier, 1956). Intriguingly, several studies have associated OA in the distal interphalangeal (DIP) joints and the pinch grip (Hadler *et al.*, 1978; Jensen *et al.*, 1999; Lawrence, 1961; Moran *et al.*, 1985; Solovieva *et al.*, 2006), thereby suggesting that this task induces high joint loadings, whereas the grip force measured during this task is around five times lower than the ones reported for the power grip (Tsaousidis & Freivalds, 1998). The second puzzling issue concerns the specific alterations of each

finger. OA is indeed more frequent and severe in the most distal joint (DIP) for the long fingers and in the most proximal (trapeziometacarpal, TMC) for the thumb (Caspi *et al.*, 2001; Dahaghin *et al.*, 2005; Zhang *et al.*, 2002). Therefore, while the five fingers represent a similar open-chain linkage with 3 mobile segments, they show different adaptations to OA disorders.

Since the two issues presented above relates to mechanical risk factors of hand OA, a quantification of the loadings about finger joints would be helpful. Unfortunately, the assessment of such intern variables is very challenging given that their direct *in vivo* measurements are ethically and technically impossible. Alternatively, musculoskeletal models can provide an estimation of the joint forces using kinematic and external force data as input. Such models have been previously used for either the thumb (Cooney & Chao, 1977), the index finger (An *et al.*, 1985; Chao *et al.*, 1976; Fok & Chou, 2010; Weightman & Amis, 1982) or the thumb-index pinch (Vigouroux *et al.*, 2011a) but, for several reasons, the provided estimations are not sufficient to fully comprehend mechanical risk factors of hand OA. First, none of these previous models included all the five fingers and the wrist together and thus neglected the mechanical couplings induced by poly-articular muscles which are important to consider when studying multi-finger tasks (Paclet & Quaine, 2012). Second, the input data of these previous models were only assumptions rather than experimental *in vivo* subject-specific measurements. Finally, the joint contact dimensions were not taken into account whereas they represent crucial information to fully describe the risk of damage (Moran *et al.*, 1985). One could indeed expect that the risk of damage would be lower if a given force is supported by a large rather than a small contact area.

The objective of the present study was to quantify the forces and pressures acting upon hand joints during two grasping tasks and to interpret this data with regard to the observations concerning mechanical risk factors of hand OA. Considering the two issues described above, we hypothesized that 1) the joint pressure would be higher during the pinch grip than during the power grip for every joint and that 2) the joint pressure would increase along a proximo-distal direction for the long fingers and along a disto-proximal direction for the thumb.

3.2 MATERIAL AND METHODS

3.2.1 Experimental set-up for the grasping task protocol

3.2.1.1. *Subjects and protocol*

Ten healthy right handed males were recruited for this experiment (age: 25.5 ± 3.2 years; height: 178.6 ± 6.1 cm; weight: 71.2 ± 7.2 kg; hand length: 19.0 ± 0.8 cm; hand width: 8.6 ± 0.5 cm). Each participant was free of upper-right extremity disorder and signed an informed consent. Although hand OA is female predominant (Dillon *et al.*, 2007; Jones *et al.*, 2001; Kalichman & Hernández-Molina, 2010; Zhang *et al.*, 2002), the present work focused, as a first step, on analysing how the joint loadings were influenced by different joints or grasping tasks regardless of gender. Furthermore, healthy subjects were chosen, instead of patients, to identify risk factors rather than impairments related to the pathology. The present protocol was approved by the Aix-Marseille University ethics committee.

Each subject was seated and performed two gripping tasks. While the power grip task corresponded to the manipulation of a 3.3-cm diameter cylindrical handle (Figure 3.1B), the pinch grip task consisted in grasping a 5.5-cm length sensor between the thumb and index fingertips (Figure 3.1C). Participants were asked to seize and raise the object at a comfortable height with their right hand, and then to maximally grasp the object for six seconds. Three exertions were performed for each gripping task and were separated by a 3-minute resting period to prevent any effect of fatigue. For each trial, force and kinematic data were simultaneously recorded and synchronized with an external trigger. Only the data corresponding to the trial presenting the highest grip force peak was used for the analysis.

3.2.1.2 *Force analysis for the power grip task*

To obtain the distribution of the grip force among hand segments, two measurement systems were combined (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012; Rossi *et al.*, 2012). A cylindrical handle (Handle dynamometer, Sixaxes, Argenteuil, France) split into six beams and instrumented with strain gauges acquired the grip force at 1875 Hz. In addition, the pressure distribution at the hand/handle interface was recorded at 125 Hz using a pressure map (Hoof #3200, TekScan, Boston, USA) which consists in an array of

1089 transducers (33 rows and 33 columns). The pressure map was wrapped around the handle and they were both squeezed during each trial. The six output force signals of the handle were first filtered (Butterworth, 4th order, cut-off frequency: 20Hz), then re-sampled at 125Hz. The grip force was computed as the sum of the six filtered signals and averaged over a 750-ms window centered on the force peak. The pressure map data was averaged over the same window and each cell value was expressed as a percentage of the sum of all pressure cell values. A force map, in Newton, was then calculated by allocating the grip force value measured with the 6-beam handle along all the normalized values (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012; Rossi *et al.*, 2012). On this map, specific anatomical areas were identified (Figure 3.1D) and each associated with an external force value computed as the sum of the punctual force values in the area. These areas, five per finger, referred to application points which corresponded to either the middle of a segment or a joint rotation centre in the musculoskeletal model (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012). For implementation, each external force obtained from the force map was applied dorsally to each phalanx and onto its associated application point. For the thumb, force directions were orthogonal to the longitudinal axis of the 6-beam handle.

3.2.1.3 Force analysis for the pinch grip task

The pinch grip object consisted in a customized six-axial force sensor (Nano-25, ATI Industrial Automation, Garner, NC) (Figure 3.1B). The six output signals of the sensor corresponded to the three-dimensional (3D) components of the force and the moment applied by the subject. Each output signal was filtered (Butterworth, 4th order, cut-off frequency: 20Hz), re-sampled at 125Hz and averaged over a 750-ms window centred on the grip force peak. The three force components were inputted into the musculoskeletal model and applied to the middle of the two distal phalanges.

3.2.1.4 Kinematic analysis

The 3D position of hand and forearm segments was recorded at 125Hz using thirty 6-mm diameter spherical reflecting markers (Figure 3.1A) and a six-camera optoelectronic system (MX T40, Vicon, Oxford, UK). The marker set consisted in the direct kinematic tracking of dorsal bony landmarks (Metcalf *et al.*, 2008). The first metacarpal and the thumb proximal phalanx were tracked using T-clusters (Cooney *et*

al., 1981). Three other markers were attached to the grasped objects (Figure 3.1B and 3.1C). The kinematic analysis was based on the 3D marker positions averaged over the 750-ms window centred on the force peak. Joint angles were calculated from the relative orientation of the distal segment regarding the proximal segment using Euler angles with a flexion/abduction/pronation mobile sequence (An *et al.*, 1985; Cooney *et al.*, 1981). The local coordinate system associated to each segment was defined from 3D marker positions (Figure 3.1C). The coordinate system orientations (Figure 3.1C) were such that flexion, abduction and pronation represent positive joint angles.

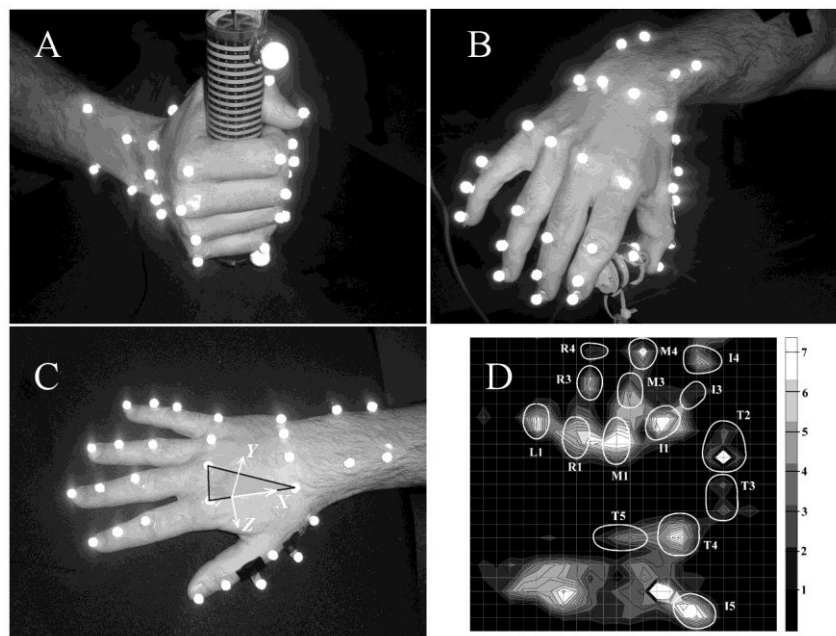


Figure 3.1 – Force acquisition systems and postures for the power grip (A) and pinch grip (B) tasks. C : The marker set used to track hand and forearm segments and the segment coordinate system attached to the second metacarpal bone (white lines) with its corresponding local frontal plane (black lines). D : An example of the force map obtained by combining the 6-beam handle and the pressure map for one representative trial of the power grip task. The white lines and associated abbreviations correspond to the anatomical areas identified for this subject. The “Fn” abbreviations refer to the n area (with n=1 for the most distal) of the F finger with F={T for thumb, I for index, M for middle, R for ring and L for little}. When areas could not be identified on the map (ten here), their corresponding force was set to zero.

3.2.2 Experimental set-up for the MRI protocol

3.2.2.1. Subjects and protocol

Seven healthy right handed volunteers (age: 23.7 ± 2.7 years; height: 166.6 ± 2.7 cm; weight: 58.9 ± 9.0 kg; hand length: 17.5 ± 0.8 cm) participated to the MRI measurements. The volunteers included four women and three men, two of whom participated in the

grasping task protocol. Images were acquired with a 3-Tesla MRI scanner (Magnetom Verio, Siemens, Munich, Germany). A small flexible coil was wrapped around the subject's right hand. A platform was adapted to the MRI table to help subjects aligning their hand with the main scanning direction.

Two datasets were collected for each participant: one for the pinch grip and another one for the power grip. In order to prevent any effect of fatigue when participants maintained the posture during the scanning, individual semi-rigid casts were made prior to the acquisition using polyurethane resin tapes (Soft Cast, 3M, St. Paul, MN, USA). The tape was directly positioned on the hand while the subject was holding a grip object. The two objects had the same dimension than those of the grasping task protocol. Images were obtained using a T1-weighted 3D sequence (TR/TE = 500/16) which lasted nine minutes. The field of view was adapted (from 130 to 160 mm) for each subject. Image dimensions were 256×256 pixels with a 0.5-mm planar resolution and a 0.5-mm slice thickness.

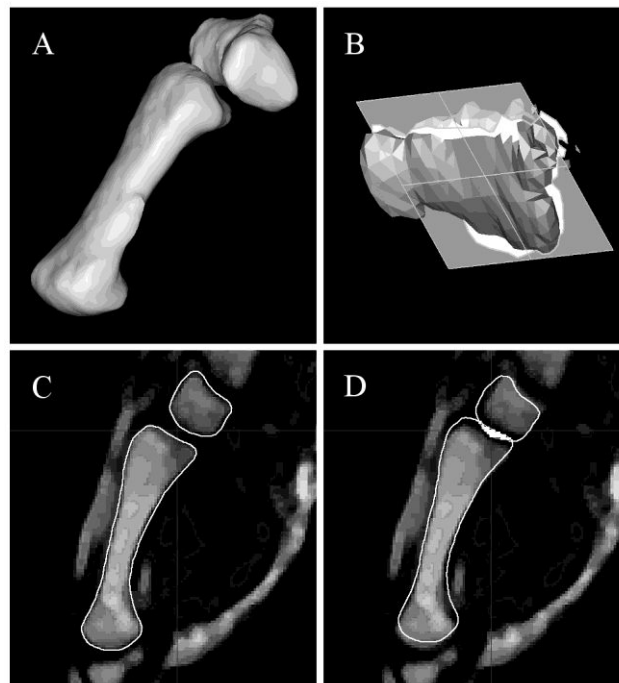


Figure 3.2 - A: The 3D surface models of the trapezium and first metacarpal bones created from the segmentation masks. **B:** The 3D model of the trapeziometacarpal joint contact space (grey) and its projection (opaque white) on a least square fitted plane (transparent white). The two lower panels represent a filtered MRI slice before (C) and after (D) translating the bones with white solid lines representing the 3D models' contours and a white-pixel area representing the obtained contact space.

3.2.2.2. Image processing and calculation of contact areas

For each subject, MRI images were analysed using MIMICS (Materialise software, Louvain, Belgium) to evaluate the contact areas of the index finger and thumb joints. First, scans were filtered using a single-iteration binomial blur and a median filter with a two-pixel radius. Then, a semi-automatic “Dynamic Region Growing” tool was used for bone segmentation. 3D surface models of the bones (Figure 3.2A) were then created from the segmentation masks and were smoothed (Iterations: 2, Smooth factor: 0.5).

With the obtained resolution (0.5 mm³), the cartilage was not always clearly visible. Unfortunately, to ensure a reasonable acquisition time for the participants, the precision could not be improved, e.g. seventeen minutes would have been necessary to obtain a 0.4-mm³ voxel size. Consequently, each joint contact area was estimated by calculating a 3D surface model representing the contact space between the proximal and distal bones. This process consisted in simulating the contact by translating the surface models of the two bones toward each other along their principal inertia axis by steps of 0.1 mm. The contact was considered as optimal when the contour lines of the two bones (Figure 3.2B) were overlapping for more than three MRI slices. Then, each bone was translated again by 0.5 mm to simulate the cartilage deformation. A 3D surface model of the contact space was created from the intersection of the two translated bones (Figure 3.2C) and was then projected on a last square plane interpolated from the model itself (Figure 3.2D). The joint contact area corresponded to the area of the obtained flat model (Figure 3.2D). Since the grasping and MRI protocols corresponded to two different populations, the joint contact areas of the MRI participants were normalized by their hand length and averaged over all MRI participants for later scaling to the population of the grasping task protocol.

3.2.3 Musculoskeletal model

A musculoskeletal model of the entire hand including the wrist joint and the five fingers (the thumb, index, middle, ring and little fingers) was used to estimate the joint loadings. This hand model was developed from the finger modelling of [Vigouroux et al. \(2008\)](#) and [Chao et al. \(1989\)](#) and has been fully described in [Goislard de Monsabert et al. \(2012\)](#). The segments were modelled as rigid bodies and their dimensions were determined from anthropometric tables ([Buchholz et al., 1992](#)). Sixteen articulations

were included and modelled as frictionless joints with either two DoFs, in flexion-extension (F-E) and abduction-adduction (A-A) or one DoF in F-E. Pronation-supination movements were not included in the hand model since they are not mobilised by muscle actions (Cooney *et al.*, 1981). Overall, the hand model included twenty-three DoFs mobilised by forty-two muscles. In a first step, the model estimates the muscle tensions needed to equilibrate the external forces about each joint. Then, the joint forces withstood by the articulations were computed from the muscle tensions. Finally, the joint pressures were calculated by dividing the joint forces by the joint contact areas evaluated from MRI measurements.

3.2.3.1 Estimation of muscle tensions

All muscle tensions were estimated through a single optimisation process by equilibrating the static moments about all DoFs represented by the equation

$$[\mathbf{R}] \times [\mathbf{t}] + [\mathbf{M}_L] + [\mathbf{M}_E] = [\mathbf{0}] \quad (3.1)$$

Eq. 2.1 states that the external force moments about one joint are counterbalanced by muscle tensions and ligament passive moments. $[\mathbf{R}]$ is the 23 x 42 matrix containing moment arm information of the 42 muscles about the 23 DoFs. The elements of $[\mathbf{R}]$ were computed regarding the joint angles according to Chao *et al.* (1989) for the fingers and to Lemay & Crago (1996) for the wrist. $[\mathbf{t}]$ is the 42x1 vector containing the unknown muscle tensions. $[\mathbf{M}_L]$ is the 23x1 vector containing eight non-zero elements corresponding to the passive actions of the MCP collateral ligaments (Sancho-Bru *et al.*, 2001; Vigouroux *et al.*, 2008). $[\mathbf{M}_E]$ is the 23x1 vector containing the moments of external forces about each DoF of the model. These moments also include the weights of the hand (Zatsiorsky, 2002) and the handle about the wrist.

The optimisation process used to solve the underdetermined equation system 3.1 was based on the minimization of a “muscle stress” criterion (Crowninshield & Brand, 1981; Sancho-Bru *et al.*, 2001):

$$f(t_m) = \sum_m \left(\frac{t_m}{PCSA_m} \right)^4, \quad (3.2)$$

where t_m is the muscle tension of the m muscle. $PCSA_m$ is the physiological cross sectional area of the m muscle. For the five fingers, the PCSA data was taken from Chao *et al.* (1989) and scaled for each subject using methods of Sancho-Bru *et al.* (2008). PCSA

data from Ramsay *et al.* (2009) was used for the wrist muscles. The n power was carefully chosen in order to exclude at best non-physiological results (Crowninshield & Brand, 1981) and was fixed to 4. A model of the extensor mechanism was included in the optimisation process (Brook *et al.*, 1995; Vigouroux *et al.*, 2008).

Since twenty-three equilibrium equations, one for each DoF, were solved within the same optimisation process, mechanical couplings induced by the numerous poly-articular muscles were included. The actions of the extrinsic muscles about the wrist joint were considered (Lemay & Crago, 1996) and mechanically linked the five fingers. The specific anatomy of the lumbrical (LU) muscles, originating directly from flexor digitorum profundus (FDP) tendons, was also modelled (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012). Finally, the first dorsal interosseous muscle was modelled to act about both the thumb and index fingers (Domalain, 2010).

3.2.3.2 Joint forces and joint pressures

Once muscle tensions have been estimated using Eq. 3.1 and 3.2, force equilibrium equations were solved to compute the joint forces:

$$\vec{F}_c + \sum_m \vec{F}_m + \sum_l \vec{F}_l + \sum_e \vec{F}_e = \vec{0}, \quad (3.3)$$

where, the vector \vec{F}_c represents the unknown joint reaction force acting on the considered joint. \vec{F}_m represents the estimated muscle tension 3D vector of the m muscle. \vec{F}_e is the vector representing the part of the grip force applied on the e anatomical area of the finger. \vec{F}_l is the passive force vector of the l MCP collateral ligament. Based on the estimated joint forces, the pressure acting upon each joint was evaluated:

$$P_{art} = \frac{F_c}{A_c} \quad (3.4)$$

where P is the pressure withstood by the joint. F_c is the norm of the joint reaction force vector, computed in Eq. 3.3. A_c is the joint contact area. Prior to its use in Eq. 3.4, A_c has been scaled to the population of the grasping task protocol according to their hand length.

3.2.4 Statistical analysis

In what follows, “joint force” refers to the norm of the joint reaction force vector from Eq. 3.3 and “net muscle moment” to the sum of moments equilibrated by muscle actions. Descriptive statistics are mean and standard deviation (mean \pm SD) computed for all subjects. Paired *t*-tests were used to identify significant differences between the power grip and the pinch grip tasks for the joint angles and the net muscle moments. For each finger, the effects of *grip* (power or pinch) and *joint* (proximal, medial or distal) on the contact areas, the joint forces and the joint pressures were investigated using a two-way repeated measure ANOVA. When a significant effect was observed ($p < 0.05$), Tukey’s HSD test was performed to determine the significance of the differences.

3.3 RESULTS

3.3.1 Grip forces and joint angles during the gripping tasks

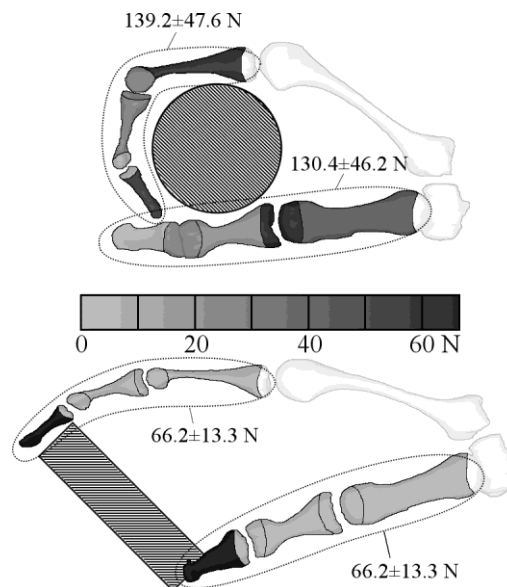


Figure 3.3 – Mean values of external forces acting upon fingers’ anatomical areas recorded during the power grip task (upper panel) and the pinch grip task (lower panel). White segment parts were not considered in the musculoskeletal model. Mean \pm SD values presented in the figure are the sum of forces among all anatomical areas of one finger.

The grip force recorded during the power grip and the pinch grip tasks were 811.3 ± 121.6 N and 132.5 ± 26.5 N, respectively. During the pinch grip task, the thumb and index finger produced each a 66.2-N force concentrated on the fingertip (Figure 3.3) whereas they each exerted during the power grip task around 130 N. During the power

grip, the highest external forces were exerted by the thumb most proximal areas (metacarpal: 35.6 ± 24.5 N; metacarpo-phalangeal joint: 55.7 ± 23.9 N) and by the index finger most proximal (51.1 ± 23.4 N) and most distal areas (46.6 ± 17.8 N) (Figure 3.3).

Joint angle values (Table 1) ranged from $-11.5 \pm 9.8^\circ$ for the TMC joint in F-E to $73.4 \pm 6.5^\circ$ for the MCP joint in F-E both during the power grip task. Overall, the joints were significantly less flexed during the pinch grip than during the power grip task ($p < 0.05$). Only the TMC joint was more flexed during the pinch grip task ($p < 0.05$).

Regarding the net muscle moments (Table 1), the two extreme values were both observed for the TMC joint, i.e. -485.3 ± 140.5 N.cm in F-E during the pinch grip task and 378.8 ± 183.8 N.cm in A-A during the power grip task. For every DoF, the intensity, i.e. the absolute value, of the moment during the pinch grip task was systematically higher ($p < 0.05$ for the IP, MP, TMC and MCP joints) or similar ($p > 0.05$ for DIP and PIP joints) to the one during the power grip task.

Table 3.1 – Mean (bold) \pm SD values for the joint angles ($^\circ$) and the net muscle moments (N.cm) about all the thumb and index finger degrees of freedom. A significant difference between the pinch grip and the power grip conditions is indicated by * for joint angles and by † for net muscle moments.

	Joint angles ($^\circ$)		Net muscle moments (N.cm)	
	Power	Pinch	Power	Pinch
Thumb				
IP / F-E *†	56.8 ± 15.6	22.4 ± 23.2	0.0 ± 0.0	-64.2 ± 24.4
MP / F-E *†	42.1 ± 10.7	4.8 ± 7.3	-17.2 ± 19.0	-244.4 ± 76.0
MP / A-A *†	-6.0 ± 11.7	13.5 ± 12.1	52.3 ± 32.8	169.8 ± 64.8
TMC / F-E *†	-11.5 ± 9.8	8.8 ± 7.6	-355.3 ± 172.5	-485.3 ± 140.5
TMC / A-A	-8.0 ± 6.6	-6.2 ± 8.3	378.8 ± 183.8	287.4 ± 128.1
Index				
DIP / F-E *	44.2 ± 6.8	24.9 ± 10.2	-43.3 ± 17.1	-47.1 ± 10.2
PIP / F-E *	71.9 ± 7.1	4.4 ± 12.1	-162.5 ± 65.6	-170.4 ± 38.8
MCP / F-E *†	73.4 ± 6.5	58.4 ± 7.5	-277.0 ± 93.4	-364.6 ± 106.2
MCP / A-A †	-8.2 ± 8.9	-7.9 ± 8.3	12.3 ± 14.4	-120.0 ± 53.8

3.3.2 Joint contact areas obtained from MRI scans

The joint contact area values (Table 2) ranged from 37.9 ± 8.7 mm² for the DIP joint during the pinch grip task to 100.8 ± 28.4 mm² for the MP joint during the power grip

task. For each finger, neither the *grip* nor the interaction of *grip* and *joint* represented significant effects ($p > 0.05$). The effect of *joint* was significant for both fingers (thumb: $F(2,12)=15.3$ $p < 0.05$; index: $F(2,12)=34.6$ $p < 0.05$). For the thumb, the IP value was about one third lower than the MP one ($p < 0.05$ for power grip and $p = 0.051$ for pinch grip) but they were both similar to the value on the TMC joint ($p > 0.05$). The index finger during the pinch grip showed no particular direction of increase with only the DIP value being half of the MCP value ($p < 0.05$). The index finger during the power grip task exhibited a proximal increase of joint contact areas. The PIP and MCP joint values were similar ($p = 1.0$) and each one significantly twice higher than the DIP joint one ($p < 0.05$).

Table 3.2 - Mean (bold) \pm SD values of the joint contact areas (mm²) of the thumb and index fingers for the power and the pinch grip tasks obtained from the scans of the MRI protocol participants.

	Joint contact area (mm ²)	
	Power	Pinch
Thumb		
IP	63.1 \pm 16.5	67.6 \pm 27.5
MP	100.8 \pm 28.4	98.1 \pm 17.7
TMC	92.7 \pm 24.8	94.2 \pm 26.3
Index		
DIP	40.0 \pm 15.6	37.9 \pm 8.7
PIP	86.9 \pm 17.9	53.4 \pm 14.4
MCP	82.6 \pm 29.6	80.4 \pm 14.0

3.3.3 Estimated joint forces

Concerning joint forces (Figure 3.4A), results showed significant effects of *grip* and *joint* for both fingers ($p < 0.05$) and a significant interaction for the index finger only ($p < 0.05$, $p = 0.90$ for the thumb). Joint forces were higher during the pinch grip than during the power grip task ($p < 0.05$) except for the DIP joint where no difference was observed ($p = 0.80$). Joint forces increased in the proximal direction for both fingers. Overall, the proximal joint force (TMC or MCP) was higher ($p < 0.05$) than both the medial (MP or PIP) and distal (IP or DIP) ones. Only for the index finger during the pinch grip task, the medial joint force was higher than the distal one ($p < 0.05$).

To compare both tasks with a similar force level, joint force-external force ratios were computed and presented in Figure 3.4C. These ratios were calculated by dividing

each joint force value by the sum of the forces applied on the related finger during one task. Values ranged from 0.6 ± 0.5 for the DIP joint during the power grip task to 12.6 ± 2.2 for the TMC joint during the pinch grip task. For all joints, the ratio value during the pinch grip task was two to five times higher than during the power grip task ($p < 0.05$). Statistically, the ratios showed the same disto-proximal increase than with Newton values.

3.3.4 Estimated joint pressures

For the joint pressures, (Figure 3.4B), the effect of *grip* and *joint* was significant for both fingers ($p < 0.05$) whereas the interaction was only significant for the index finger ($p < 0.05$, $p = 0.58$ for the thumb). Overall, the joint pressures during the pinch grip task were higher or similar to the ones during the power grip task. For the thumb, the distal (IP) and proximal (TMC) joint pressures were higher during the pinch grip task ($p < 0.05$) whereas the medial (MP) joint pressure showed similar values between the two grip techniques ($p = 0.065$). For the index finger, only the PIP joint pressure was significantly higher during the pinch grip task ($p < 0.05$) whereas no difference was found for other joints ($p = 0.36$ for DIP and $p = 0.083$ for MCP). Similarly to the joint forces, the joint pressures increased proximally. For the two fingers during both grip tasks, the proximal joint pressure was higher than both the medial and proximal ones ($p < 0.05$) but no difference was observed between the medial and the distal joint pressures ($p > 0.05$). Only for the index finger during the pinch grip task, the distal (DIP) joint pressure was lower than both the proximal (MCP) and medial (PIP) ones ($p < 0.05$) while MCP and PIP values were similar ($p = 0.46$).

Correspondingly with the joint forces, the comparison of the two tasks relied on joint pressure-external force ratios (Figure 3.4D). Values ranged from $0.011 \pm 0.012 \text{ mm}^{-2}$ for the IP joint during the power grip task to $0.124 \pm 0.027 \text{ mm}^{-2}$ for the DIP joint during the pinch grip task. Overall, the statistical analysis showed the same disto-proximal increase with the ratios than with the pressure values. However, during the power grip task, the ratio values of the index finger showed no significant differences among the joints ($p > 0.05$). For each joint, the pressure ratios during the pinch grip was three to eight times higher than for the power grip task ($p < 0.05$).

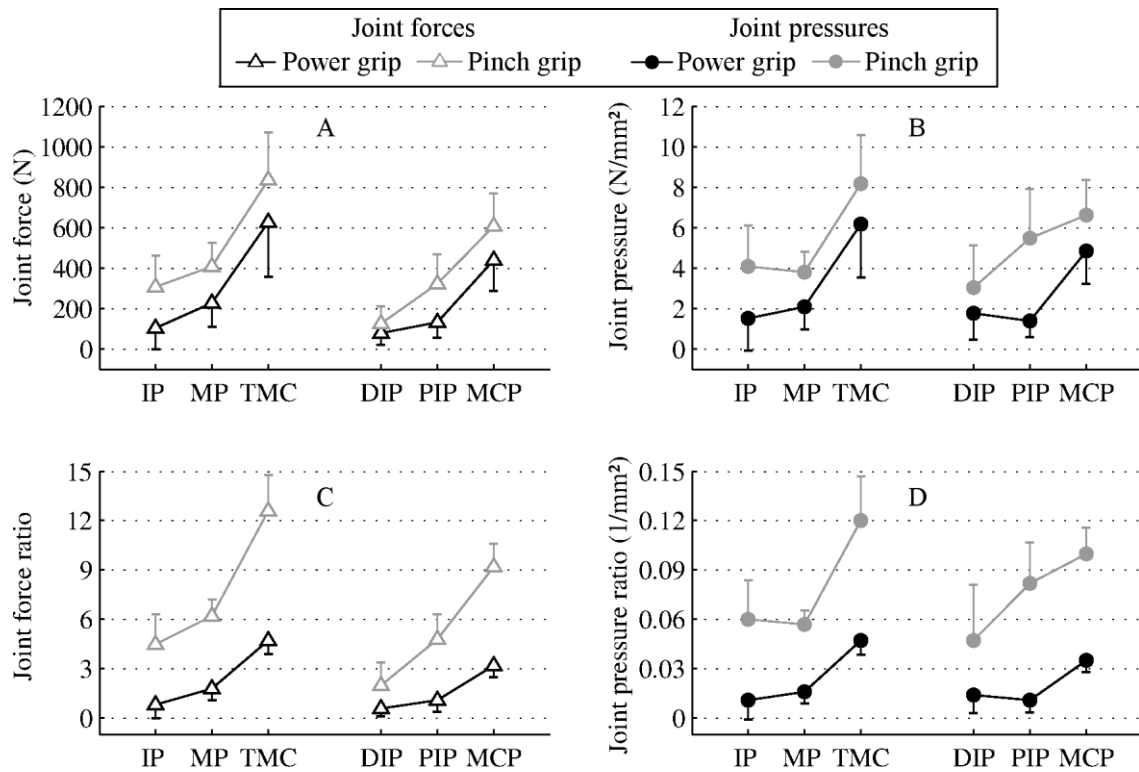


Figure 3.4 - Upper panels present the joint forces (A) and joint pressures (B) estimated through the musculoskeletal model. Lower panels present the ratios between the joint forces (C) or the joint pressures (D) and the sum all the forces applied on one finger. Solid black lines correspond to values obtained during the power grip and dashed grey lines correspond to values obtained during the pinch grip. Unilateral error bars represent one standard deviation.

3.4 DISCUSSION

Based on the combination of both an experimental and a modelling approach, the present study provided estimations of finger joint loadings. This dataset is of great interest given that the limited quantitative data available so far prevented a complete understanding of the mechanical risk factors of hand OA.

The recorded grip forces are comparable to those reported in the literature for pinch (Chao *et al.*, 1989; Fowler & Nicol, 2001) and power grip tasks (Wimer *et al.*, 2009). As expected, the force exerted by the thumb and index fingers during the pinch grip task (around 60 N each) was half the one during the power grip task (around 130 N each). Given that joint angles were different between the two grip techniques, the pinch grip posture might correspond to a less advantageous configuration in terms of muscle lengths and moment arms. Moreover, the grip force was only concentrated on the fingertips during the pinch grip task whereas the whole finger was involved during the

power grip task. The present results corroborate the common use of pinch grip techniques for low-force precision handlings and power grip techniques for high manipulation forces (Napier, 1956).

The estimations related to the musculoskeletal model underlined that higher net muscle moments occurred during the pinch grip task although the grip force levels discussed above would suggest the opposite. Since the directions of the external forces were comparable during the two tasks, this trend is probably explained by the clear differences observed for joint angles and grip force intensities. Because of its specific configuration, the pinch grip task thus required higher muscle actions to balance external forces. This last finding is of great interest since muscles contractions directly influence the intensities of joint forces (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012; Vigouroux *et al.*, 2011a). Correspondingly, our ratio values indeed indicated that, for a same force exerted on a finger, the joint loadings during the pinch grip task were two to eight times higher than during the power grip task. Based on the “overuse” theory, these estimations were in agreement with the clinical reports indicating higher risks of hand OA for individuals who constantly use fingertip manipulations during their daily activities (Hadler *et al.*, 1978; Jensen *et al.*, 1999; Lawrence, 1961; Moran *et al.*, 1985; Solovieva *et al.*, 2006). Interestingly, our quantitative data validate our first hypothesis and provide a rationale which could explain why pinch grip tasks are more associated with hand OA whereas they correspond to low grip force intensities.

For both fingers, the joint forces followed the same disto-proximal increase along the two fingers. Such overloading of the proximal joint have already been observed with previous one-finger musculoskeletal models (An *et al.*, 1985; Chao *et al.*, 1976; Cooney & Chao, 1977; Fok & Chou, 2010; Weightman & Amis, 1982). This phenomenon is mainly explained by the muscle contractions since the number of muscles crossing a joint increases proximally along each finger and naturally leads to higher compressions about proximal joints (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012; Vigouroux *et al.*, 2011a). Interestingly, the TMC (proximal) joint forces and pressures corresponded to the highest values among the thumb joints but also among all the considered joints. Once again, this outcome seems in accordance with the idea that the joints which bear high loadings are more at risk since epidemiological studies reports a high prevalence of TMC joint OA (Caspi *et al.*, 2001; Dahaghin *et al.*, 2005; Zhang *et al.*, 2002). As with the first hypothesis,

the mechanical loadings estimated by the present musculoskeletal model provided fundamental reasons which might explain risk factors of TMC joint OA and thus partially verify our second hypothesis.

Unlike the previous conclusions, the joint loadings about the index finger were inconsistent with the overuse theory as the DIP and PIP joint forces showed relatively low values whereas they are more frequently affected than the MCP joints (Caspi *et al.*, 2001; Dahaghin *et al.*, 2005; Zhang *et al.*, 2002). Compared to joint forces, the analysis of joint pressures provided slightly different results and showed reduced relative differences among the joint loadings along a single finger. As an example, the DIP joint loading was only three times lower than the MCP joint loading when considering pressures whereas it was six times lower when considering joint forces. Despite these changes, the pressure values did not indicate a clear overloading explaining the frequently reported OA about the DIP joints (Caspi *et al.*, 2001; Dahaghin *et al.*, 2005; Zhang *et al.*, 2002). Therefore, our second hypothesis was validated for the thumb but not for the index finger. Further investigations should focus on additional factors which could improve the evaluation of joint loadings such as the local stress distribution, the material elastic properties or the cartilage thickness. PIP and DIP joints might indeed present specific mechanical properties, as compared to MCP joints, explaining the disagreement between the clinical reports and our results. Above all, other important factors, such as genetics, ageing or traumatism, could affect specifically the DIP and PIP joints and could therefore explain the prevalence of OA on these joints in spite of weak mechanical loadings.

More generally, other points should be noted when considering the present results. For instance, the musculoskeletal model is associated with inherent limitations such as the use of anthropometric tables or the assumptions about the extensor mechanism, the muscle mechanics and the optimisation process (Valero-Cuevas *et al.*, 1998). Unfortunately, MRI measurements were performed at rest whereas the grasping protocol involved force exertions. Nevertheless, the obtained contact area values were in the same range than the one reported for cadaveric finger bones (Moran *et al.*, 1985). Concerning the development of osteoarthritis, future studies could investigate the effect of gender on joint loadings since the pathology is more frequently observed among women (Dillon *et al.*, 2007; Jones *et al.*, 2001; Kalichman & Hernández-Molina, 2010;

Zhang *et al.*, 2002). Moreover, the same protocol could be applied to a hand OA population in order to determine how the pathology could influence the execution of grasping tasks.

Beyond these limitations, the *in vivo* experimental results and the model estimations could improve the prevention of joint disorders. For instance, the obtained joint force ratios could be used to specify adapted effort intensities and could therefore contribute to educate about joint protection (Zhang *et al.*, 2007). In addition, the model presented here could help to design handles that could reduce the joint loadings. Regarding rehabilitation, the maximal physiological loads quantified here could be useful to ameliorate the mechanical design of finger prosthesis.

3.5 CONCLUSION

Cette étude avait pour but de répondre au manque de quantification des chargements articulaires dans la main qui empêchait une compréhension de la biomécanique des tâches de préhension et des risques mécaniques de développement de l'arthrose. Les estimations du modèle ont confirmé et permis d'expliquer pourquoi la préhension de type pinch grip est associée à un risque d'arthrose plus élevé que la préhension en power grip. Ces estimations ont également clarifié le fait que certaines articulations soient plus exposées à cette pathologie que d'autres. Ces observations cliniques n'avaient jamais été entièrement comprises ni expliquées à l'aide de données quantifiées. Ainsi, l'utilisation du modèle musculo-squelettique de la main et du protocole de mesure de la préhension développé dans ce travail doctoral ont permis d'améliorer de manière conséquente la compréhension du développement de l'arthrose. Par ailleurs, les données obtenues fournissent des valeurs de chargements mécaniques maximaux supportées par les articulations durant des tâches communes de préhension qui représentent des intérêts concrets du point de vue clinique. En termes de prévention, les ratios entre chargements articulaires et forces externes peuvent être utiles pour l'élaboration de consignes ou de recommandations pour la protection des articulations lors d'activités quotidiennes utilisant la préhension. Au niveau de la réhabilitation, ces données de chargements maximaux peuvent également être utilisées afin d'optimiser la conception des prothèses de doigts en terme de résistance mécanique. Par ailleurs, la connaissance de valeurs de forces transmises dans les articulations de

sujets sains donne une référence aux chirurgiens qui peut les aider à calibrer et optimiser les interventions chirurgicales dans le but de permettre au patient de retrouver un comportement mécanique « normal » de l'articulation.

A ce stade, puisque les risques d'arthrose associés aux tâches de prehension et aux articulations sont mieux compris, il serait maintenant bénéfique de pouvoir identifier les facteurs de risques associés aux individus eux-mêmes. Néanmoins, du fait de l'utilisation de données anthropométriques moyennes, le modèle biomécanique de la main dans sa forme actuelle reste limité pour étudier des sujets présentant des singularités au niveau ostéo-articulaire ou musculaire. De ce point de vue, le problème le plus important semble être lié aux capacités de production de force musculaire. En effet, comme nous l'avons discuté à la fin du Chapitre 2, les capacités musculaires estimées au travers du modèle ne sont pas représentatives des performances réelles des sujets. Pour que le modèle offre une meilleure représentation des individus et qu'il puisse être employé pour l'étude de populations présentant des capacités particulières, le développement d'une méthode d'individualisation des paramètres musculaires du modèle a donc été nécessaire.

4. INDIVIDUALISATION DES PARAMETRES MUSCULAIRES POUR LA MODELISATION MUSCULO-SQUELETTIQUE DE LA MAIN

Ce chapitre est présenté sous la forme d'un manuscrit soumis à *Annals of Biomedical Engineering*:

- * Goislard de Monsabert B, Rao G, Gay A, Berton E, Vigouroux L. (submitted). "Determining subject-specific muscle force-generating capacities for musculoskeletal modelling of the hand". *Annals of Biomedical Engineering*.

Deux parties en français ont été ajoutées. La première, dans la page suivante, fournit un résumé de l'étude et une seconde, en fin de chapitre, inclut une synthèse des résultats ainsi qu'une courte discussion.

RESUME

Objectif

Actuellement, les capacités musculaires utilisées dans les modèles musculo-squelettiques de la main sont estimées à l'aide de données mesurées sur cadavres et sont généralement en désaccord avec les performances réelles des individus. L'objectif de cette étude était de développer une méthode d'individualisation des paramètres musculaires pour la modélisation de la main.

Méthodologie

Une population contrôle de 13 sujets, un grimpeur, un boxeur et un patient souffrant d'arthrose ont participé à cette étude. Chaque sujet a réalisé huit tâches de production de moment maximal au poignet et aux articulations MCP qui ciblaient chacune un ou plusieurs groupes musculaires de la main. Le moment net produit par le sujet ainsi que les activités EMG de quatre muscles de l'avant-bras étaient mesurés durant chaque essai. Ces données étaient utilisées dans une procédure d'optimisation visant à ajuster les paramètres musculaires (PCSA, σ_{max}) afin que le modèle de la main soit en mesure de reproduire les moments nets produits par le sujet.

Résultats et discussion

Des ajustements importants étaient nécessaires pour que les capacités musculaires du modèle soient en accord avec les performances des sujets avec, en moyenne, un facteur cinq pour les muscles du poignet et un facteur deux pour les muscles intrinsèques et extrinsèques. Ces ajustements étaient cohérents avec les capacités des sujets du groupe contrôle et des trois profils singuliers et ont permis d'estimer des niveaux de forces musculaires plus physiologiques. La méthode d'individualisation présentée permet d'employer le modèle musculo-squelettique de la main pour l'étude d'individus présentant une musculature singulière telles que les patients et les sportifs. Les données obtenues peuvent notamment être utiles pour l'élaboration de programmes d'entraînement ou de réhabilitation individuels.

4.1 INTRODUCTION

The quantification of hand internal loadings such as muscle tensions and joint reaction forces is crucial to understand human grasping and to further improve hand-tool ergonomics and musculoskeletal disorder prevention. However, the direct *in vivo* measurement of such data requires the use of invasive force sensors (Dennerlein *et al.*, 1998) and therefore remains very difficult on both technical and ethical points of view. Alternatively, musculoskeletal models provide an estimation of muscle tensions using *in vivo* external data such as external forces and segment kinematics (Erdemir *et al.*, 2007).

Numerous models have been developed to describe the biomechanics of one finger (Brook *et al.*, 1995; Cooney & Chao, 1977; Fok & Chou, 2010; Sancho-Bru *et al.*, 2001; Valero-Cuevas *et al.*, 2003), several fingers (Sancho-Bru *et al.*, 2003; Vigouroux *et al.*, 2011a), or more recently the entire hand and wrist (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012). Most of these models solve the joint mechanical equilibrium equations by using *in vivo* external data and generic anthropometric data measured during cadaver studies, e.g. muscle moment arms and physiological cross-sectional area (PCSA). The combination of these two different sources of data leads to inconsistencies within musculoskeletal models. In particular, the muscle force-generating capacities used in the models are often insufficient to equilibrate the measured external forces, especially during maximal voluntary contractions (MVC) (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012). This limitation is well-known but remains unresolved because of the difficulties associated to the *in vivo* measurement of muscle parameters (Valero-Cuevas *et al.*, 2003).

The force-generating capacity of a given muscle is generally estimated using the normative force-length and force-velocity relationships (Zajac, 1989). These relationships are scaled to each muscle with regard to their maximum isometric force which is computed by multiplying their PCSA by the maximum muscle stress (σ_{max}) value (Buchanan, 1995; Close, 1972; Crowninshield & Brand, 1981; Zajac, 1989). These two muscle parameters are crucial for musculoskeletal models because they are used to constrain the estimated muscle forces to physiological levels and to further determine the muscle load sharing using optimization criterion (Crowninshield & Brand, 1981; Erdemir *et al.*, 2007).

The PCSA is calculated as a ratio of muscle volume to fibre length but might also include the pennation angle depending on its further use (Close, 1972). For the hand,

because of the small size and the high number of muscles, the accuracy of actual medical imaging is not sufficient to estimate muscle volumes. Therefore, most of the PCSA data available in the literature have been determined from cadaver specimens (Chao *et al.*, 1989; Crowninshield & Brand, 1981; Lieber *et al.*, 1992; Ramsay *et al.*, 2009). However, when measured using magnetic resonance imaging, the *in vivo* volumes of wrist, forearm and shoulder muscles exhibited values that could be up to twice those from cadaver studies (Holzbaur *et al.*, 2007b). To overcome this problem, Sancho Bru *et al.* (2008) proposed a scaling method consisting in a linear relationship between PCSA and the product of the length and breadth of hand's subjects. However, the same adjustment was applied to all muscles whereas each muscle might present specificities.

The σ_{max} value is determined by dividing the maximal isometric force of a muscle by its PCSA. Experiments on isolated animal muscles observed that this value ranged from 15 to 30 N.cm⁻² and was constant across muscles (Close, 1972; Powell *et al.*, 1984; Spector *et al.*, 1980). For humans, the *in vivo* determination of σ_{max} value is very difficult because, as explained above, measuring the PCSA and the force exerted by individual muscles without using invasive methods is problematic. As a consequence, biomechanical models were used but the estimated values exhibited important discrepancies associated to the use of different datasets for the muscle PCSA and moment arms implemented in the models (Maganaris *et al.*, 2001). The studies involving cadaver data (Buchanan, 1995; Kawakami *et al.*, 1995; Li *et al.*, 2007; Maganaris *et al.*, 2001; Narici *et al.*, 2003) resulted in σ_{max} values between 10 and 150 N.cm⁻² whereas using only *in vivo* measurements (Maganaris *et al.*, 2001; Narici *et al.*, 2003; O'Brien *et al.*, 2010) reduced this range to values between 15 and 55 N.cm⁻². Facing these large discrepancies regarding the σ_{max} value for human muscles, the authors have proposed several values to estimate the muscle force-generating capacities further used in musculoskeletal models. Valero-Cuevas *et al.* (2003) proposed 35.4 N.cm⁻² for the fingers whereas Holzbaur *et al.* (2005) proposed 45 N.cm⁻² for the hand, the wrist and the elbow.

To summarize, the current muscle force-generating capacities in hand musculoskeletal models are either scaled using hand dimensions (PCSA) or constant across all subjects (σ_{max}). While such approaches are sufficient to study normal healthy populations, they cannot represent the specific adaptations of individuals for example

resulting from training (Kawakami *et al.*, 1995), ageing (Narici *et al.*, 2003) or pathology (Rasch *et al.*, 2007). On this basis, authors developed methods to adjust for each subject the muscle force-generating capacities used in musculoskeletal models of the lower limb (Amarantini & Martin, 2004), the trunk (Nussbaum & Chaffin, 1998), the upper limb (Garner & Pandy, 2003; Holzbaaur *et al.*, 2005) or the thumb (Valero-Cuevas *et al.*, 2003) to be consistent with maximal isometric performances'. In order to improve hand musculoskeletal models, the objective of this study was to propose a scaling method to estimate subject-specific muscle parameters, i.e. PCSA and σ_{max} , for all hand and forearm muscles. The method presented here consists in first measuring a set of MVC net moments about the wrist and the fingers and then adjust all forearm and hand muscle force-generating capacities from a generic hand musculoskeletal model using an optimization procedure. We then quantified how this individualization modifies the muscle force estimation provided by the hand model.

4.2 MATERIAL AND METHODS

4.2.1 Maximal voluntary contraction measurements

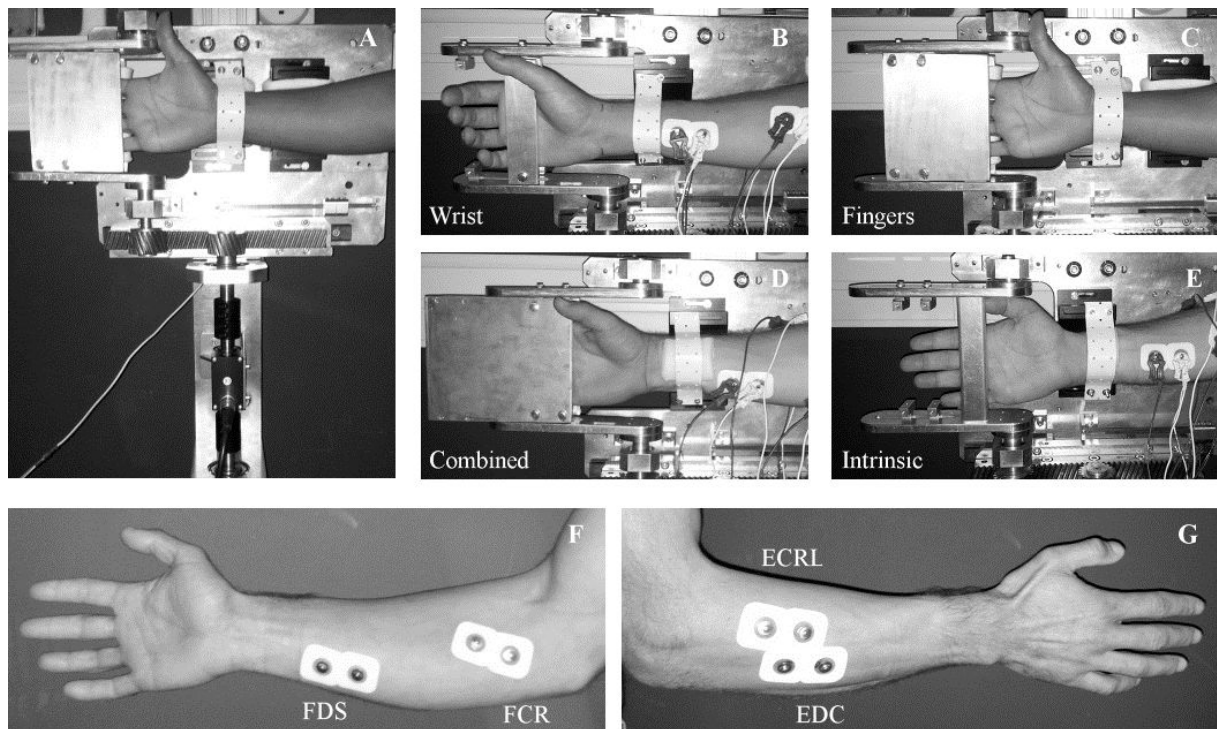


Figure 4.1 - The specially-designed ergometer (A) and the modules and associated postures (B, C, D and E) used to realize the isometric maximal voluntary tasks. A representative electrode placement used for one subject is presented on bottom panels (F and G).

16 male subjects volunteered to participate in this study and included a control group of 13 young healthy men with no specific activities involving the hand or the wrist (age: 27.6 ± 4.0 years, hand length : 18.8 ± 0.9 cm), an expert climber (age : 32 years, hand length : 19.2 cm, regular practice for more than 10 years), a boxer (age : 26 years, hand length : 19.7 cm, regular practice for more than 5 years) and an elderly male suffering from arthritis (age : 67 years, hand length : 18.5 cm, advanced osteoarthritis). These three last subjects, further referred as “particular subjects”, were tested in order to highlight the potential of the presented method to take into account unusual capacities. Each subject gave their informed consent and the protocol was approved by the local ethics committee.

A specially-designed hand and wrist ergometer (Bio2M, Compiègne, FR), inspired from [Schweizer et al. \(2003\)](#), was used to record net joint moments at a 2000-Hz sampling rate while subjects executed isometric MVC tasks. For each trial, subjects were standing with their shoulder at 45° in abduction, the elbow at 90° of flexion, the forearm mid-pronated, the wrist in neutral posture and the fingers straight. This posture was chosen because it represents a reference for the calculation of muscle moment arms of the fingers and also because, from an experimental point of view, it was easy to execute for subjects and to control for the experimenters. The forearm was fastened just proximally to the wrist joint using a thermoplastic brace which has been shaped to correspond to anthropometry of subjects (Figure 4.1). The general height of the set-up and the ergometer modules were adjustable to adapt to the subject’s anthropometry. Each subject executed eight isometric MVC tasks which were designed to characterize at best the capacities of the five main forearm and finger muscle groups (Table 4.1). Globally, those MVC tasks included flexion and extension tasks of the wrist only (W_{flex} ; W_{ext}), the wrist and the fingers in combination (C_{flex} ; C_{ext}), the fingers only (F_{flex} ; F_{ext}) as well as a specific finger task involving intrinsic muscles (F_{int}) and a co-contraction task without applying any moment on the ergometer (Co). Each task was focused on one or several muscle groups by equipping the ergometer with different modules and by aligning either the subject’s wrist or the MCP joints’ flexion-extension axis with the ergometer measurement axis. The detailed description of the tasks and the associated modules is provided in Table 4.1. These modules consisted in Aluminium plates (thickness: 10 mm) which enwrapped the subject’s hand from both its palmar and dorsal sides. The modules were carefully designed to cover specific parts of the hand to

facilitate moment exertion with the fingers, the wrist or both (Figure 4.1 and Table 4.1). Each trial lasted 6 seconds and was followed by a resting period of at least 1 minute. Each task was repeated twice and only the data corresponding to the highest net joint moment value was used.

Table 4.1 – Description of the tasks executed by each subject on the ergometer.

Task	Description
Wrist ($W_{flex}; W_{ext}$)	<p>Task to characterize muscles acting only about the wrist</p> <p>Subjects realized maximal exertions in both flexion and extension.</p> <p>The net joint moments were measured about the wrist.</p> <p>The module partially enwrapped the hand palm (Figure 4.1B).</p> <p>Subjects were asked to keep their finger relaxed to minimize the involvement of extrinsic finger muscles. This was verified by visual observation.</p>
Combined ($C_{flex}; C_{ext}$)	<p>Task to characterize both the wrist and finger extrinsic muscles.</p> <p>Subjects realized maximal exertions in both flexion and extension.</p> <p>The net joint moments were measured about the wrist.</p> <p>The module enwrapped both hand palm and the four long fingers (Figure 4.1D).</p>
Finger ($F_{flex}; F_{ext}$)	<p>Task to characterize the finger intrinsic and extrinsic muscles.</p> <p>Subjects realized maximal exertions in both flexion and extension.</p> <p>The net joint moments were measured about the MCP joints.</p> <p>The module enwrapped the four long fingers from their tip to the proximal phalanx (Figure 4.1C).</p>
Intrinsic (F_{int})	<p>Task to characterize the finger intrinsic muscles.</p> <p>Subjects realized maximal exertions in flexion.</p> <p>The net joint moments were measured about the MCP joints.</p> <p>The module consisted in only one plate on which force was applied with the palm side of the finger proximal phalanges (Figure 4.1E).</p>
Co-contraction (Co)	<p>Task to characterize all hand and forearm muscles.</p> <p>Subjects statically contracted all hand and forearm muscles in the same posture than during ergometer tasks.</p> <p>No net joint measurements</p> <p>No module</p>

Surface electromyography (EMG) (MP150, Biopac Systems Inc., Goleta, CA) was acquired synchronously with net joint moments at 2000Hz for four forearm muscles: *flexor carpi radialis* (FCR), *extensor carpi radialis longus* (ECRL), *flexor digitorum*

superficialis (FDS), *extensor digitorum communis* (EDC) (Figure 4.1F and 4.1G). These four muscles were chosen as representative of functional muscle groups further considered in the scaling procedure (described below). To identify optimal electrode placements, muscle bellies were palpated while subjects executed several specific wrist and finger contractions. Skin was then shaved and cleaned using alcohol and disposable Ag/AgCl electrodes (8-mm diameter) were placed over muscles with an inter-electrode distance of 20 mm.

Net joint moment data were first filtered (Butterworth, low-pass, order 4, zero-phase lag, cut-off frequency: 20 Hz) and then averaged over a 750-ms window centred on the moment peak value. The processing of EMG data consisted in a filtering (Butterworth, band-pass, order 4, zero-phase lag, bandwidth: 20-400 Hz) and then the calculation of the root mean square (RMS) values over the same 750-ms window than for averaging moment data. The muscle activities were estimated by normalising the RMS value obtained during the tasks by the maximal RMS value observed among all trials.

To quantify the influence of the presented scaling method on muscle force estimation through musculoskeletal modelling, all subjects also realized a power grip task during which kinematic and external force data was acquired. This protocol and the associated data processing has already been presented in a previous article ([Goislard de Monsabert et al., 2012](#)). To summarize, each subject exerted a maximal grip force on an instrumented cylindrical handle with a 3.3-cm diameter (Handle, Sixaxes, Argenteuil, France) around which a pressure map sensor was enwrapped. The 3D coordinates of thirty reflective markers placed on dorsal bony landmarks were synchronously tracked using eight optoelectronic cameras (MX T40, Vicon, Oxford, UK). For each subject, this kinematic and force data were then processed in order to obtain input data for a musculoskeletal model of the hand presented in the section “Influence of the scaling on muscle force estimation”.

4.2.2 Model scaling procedure

The muscle force-generating capacities of each subject were determined through an optimization which combined the measured net joint moment data with an adaptation of the hand musculoskeletal model developed by [Goislard de Monsabert et al. \(2012\)](#). The

procedure consisted in determining a σ_{max} value and five PCSA coefficients that characterize the force-generating capacities all the subject's wrist and finger muscles. Each PCSA coefficient was used to multiply the PCSA of the muscles from one of the five muscle groups used in the procedure, namely "wrist flexors (WF), "wrist extensors" (WE), "finger flexors" (FF), "finger extensors" (FE) and "intrinsic" (FI) (Table 4.2).

Table 4.2 - Muscle groups used in the scaling procedure.

Muscle groups	Muscles
WF - Wrist flexors	FCR, FCU, PL.
WE - Wrist extensors	ECRL, ECRB, ECU.
FF - Finger flexors	FPL, FDPi, FDPm, FDPp, FDPl, FDSi, FDSr, FDSL.
FE - Finger extensors	EPL, EPB, APL, EDCi, EDCm, EDCr, EDCL, EIP, EDQ.
FI - Intrinsic	DIO1, DIO2, DIO3, DIO4, PIO1, PIO2, PIO3, LU1, LU2, LU3, LU4, FDQ, ADQ.

FCR: *flexor carpi radialis*; FCU: *flexor carpi ulnaris*; PL: *palmaris longus*; ECRL: *extensor carpi radialis longus*; ECRB: *extensor carpi radialis brevis*; ECU: *extensor carpi ulnaris*; FPL: *flexor pollicis longus*; FDPf: *flexor digitorum profundus* of the *f* finger with *f*= {I for index finger, M for middle, R for ring, L for little}; FDSf: *flexor digitorum superficialis* of the *f* finger; EPL: *extensor pollicis longus*; EPB: *extensor pollicis brevis*; APL: *abductor pollicis longus*; EDCf: *extensor digitorum communis* of the *f* finger; EIP: *extensor indicis proprius*; EDQ: *extensor digitorum quinti*; DIO_{*n*}: *n*th dorsal interossei; PIO_{*n*}: *n*th palmar interossei; LU_{*n*}: *n*th lumbrical; FDQ: *flexor digiti quinti*; ADQ: *abductor digiti quinti*.

The adjustment of the PCSA coefficients and the σ_{max} value was done using a non-linear least-square constrained optimization (fmincon function, MATLAB, MathWorks, Natick, MA) formulated as follows:

Find

$$\sigma_{max}$$

$$\mathbf{c} = \{c_{WF}; c_{WE}; c_{FF}; c_{FE}; c_{FI}\}$$

$$\mathbf{a}_{mech} = \{\mathbf{a}_{mech|WF}; \mathbf{a}_{mech|WE}; \mathbf{a}_{mech|FF}; \mathbf{a}_{mech|FE}; \mathbf{a}_{mech|I}\}$$

that minimize

$$f(\sigma_{max}, \mathbf{c}, \mathbf{a}_{mech}) = \sum_n [M_{ergo(n)} - \overline{M_{ergo(n)}}(\sigma_{max}, \mathbf{c}, \mathbf{a}_{mech})]^2 \quad (4.1)$$

and subject to

$$\begin{cases} 15 < \sigma_{max} < 60 \\ 0.5 < c < 8 \\ 0 < a_{mech} < 1 \end{cases} \quad (4.2)$$

where $M_{ergo(n)}$ is the net joint moment measured by the ergometer during the n task with $n = \{W_{flex}; W_{ext}; C_{flex}; C_{ext}; F_{flex}; F_{ext}; F_{int}; Co\}$ and $\overline{M_{ergo(n)}}$ is its estimation using an adaptation of a previously described musculoskeletal model. The estimation of the net joint moment consisted in summing the estimated moments produced by the five muscle groups:

$$\overline{M_{ergo(n)}} = \sum_g a_{mech|g(n)} \cdot M_{max|g} \quad (4.3)$$

where $a_{mech|g(n)}$ and $M_{max|g}$ are the mechanical activity during the n task and the moment-generating capacity of the g muscle group with $g = \{WF; WE; FF; FE; FI\}$. The mechanical activation $a_{mech|g}$ is a value comprised between 0 and 1 which reflects at which percentage of its maximal capacity ($M_{max|g}$) a muscle group is producing a moment during a task. $M_{max|g}$ was expressed as the sum of the maximal moment capacity of all the muscles within a muscle group:

$$M_{max|g} = \sum_m r_m \cdot t_{max|m} \quad (4.4)$$

$$t_{max|m} = c_g \cdot PCSA_m \cdot \sigma_{max} \quad (4.5)$$

Where r_m and $t_{max|m}$ are the flexion/extension moment arm and the maximum isometric force of the m muscle, respectively. c_g and σ_{max} are the PCSA coefficient of the g muscle group and the maximum muscle stress value, respectively, which are both adjusted by the optimization procedure.

The PCSA data used in Eq. 4.5 was taken from [Chao et al. \(1989\)](#) for the fingers and from [Ramsay et al. \(2009\)](#) for the wrist. In correspondence with the posture adopted during all tasks, muscle moment arm data (r_m) were computed assuming a neutral position (0° in flexion-extension, abduction-adduction and pronation-supination) of the wrist and the MCP joints. The calculations about the wrist were based on the flexion/extension joint angle-moment arm relationship provided by [Lemay & Crago \(1996\)](#). For the MCP joints, moment arms were computed using the models and the normative data described in [Chao et al. \(1989\)](#) which were first scaled to the subject's

hand dimensions. The initial values of σ_{max} and c_g were 35.4 N.cm^{-2} and 1, respectively, so that the first iteration corresponds to the parameters used in the initial version of the musculoskeletal model (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012). For each $a_{mech|g}(task)$ variable, the initial value was the measured EMG activity during the t task of the forearm muscle associated to the g muscle group. Since there was no EMG activity associated to the intrinsic muscle group, 0.5 was used as initial value.

Because the solution space of this optimization problem was large, the addition of several constraints based on experimental data was necessary to eliminate non-physiological solutions (Valero-Cuevas *et al.*, 2003; van der Helm, 1994).

$$0.7 \frac{M_{ergo}(C_{ext})}{M_{ergo}(C_{flex})} \leq \frac{M_{max|WE} + M_{max|FE}}{M_{max|WF} + M_{max|FF}} \leq 1.3 \frac{M_{ergo}(C_{ext})}{M_{ergo}(C_{flex})} \quad (4.6a)$$

$$0.7 \frac{M_{ergo}(F_{ext})}{M_{ergo}(F_{flex})} \leq \frac{M_{max|FE}}{M_{max|FF} + M_{max|FI}} \leq 1.3 \frac{M_{ergo}(F_{ext})}{M_{ergo}(F_{flex})} \quad (4.6b)$$

$$0.7 \frac{M_{ergo}(W_{flex})}{M_{ergo}(C_{flex})} \leq \frac{M_{max|WF}}{M_{max|WF} + M_{max|FF}} \leq 1.3 \frac{M_{ergo}(W_{flex})}{M_{ergo}(C_{flex})} \quad (4.6c)$$

$$0.7 \frac{M_{ergo}(W_{ext})}{M_{ergo}(C_{ext})} \leq \frac{M_{max|WE}}{M_{max|WE} + M_{max|FE}} \leq 1.3 \frac{M_{ergo}(W_{ext})}{M_{ergo}(C_{ext})} \quad (4.6d)$$

The validity of the scaling procedure was investigated through the comparison, for each muscle group, of the mechanical activity ($a_{mech|g(n)}$) with the EMG activity of the associated muscle. To this aim, the absolute differences between these two values were calculated and then averaged for the control subjects. For each muscle group, the “total difference” was the average value across all the control subjects and all the tasks ($n=13 \times 7$) and the “task difference” values were the average values across all the control subjects ($n=13$) for each of the seven tasks.

4.2.3 Influence of the scaling on muscle force estimation

The influence of the scaling method on the estimation of muscle forces was also evaluated using the previously presented musculoskeletal model of the hand (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012). Briefly, this model includes 23 degrees of freedom (thumb: 5,

each long finger: 4, and wrist: 2) mobilized by 42 muscles (thumb: 9, index finger : 7, middle and ring fingers: 6, little finger: 8, wrist: 6). A single procedure was used to estimate all muscle forces by solving the static equilibrium equations about every degree of freedom. The muscle redundancy is solved using an optimization based on the minimization of a muscle stress criterion ([Crowinshield & Brand, 1981](#)):

$$f(t_m) = \sum_m \left(\frac{t_m}{PCSA_m} \right)^4, \quad (4.7)$$

where t_m is the muscle force of the m muscle. Two versions of the model were implemented corresponding to two different datasets for muscle force-generating capacities. The “initial” model included, for all subjects, the same PCSA values taken from the literature ([Chao *et al.*, 1989](#); [Ramsay *et al.*, 2009](#)) and a $35.4\text{-N}\cdot\text{cm}^{-2}$ σ_{max} value. The “individualized” model was different for each subject as it included the estimated σ_{max} value and the PCSA scaled using the c_g coefficients determined with the method presented above.

For each subject, the kinematic, grip force and pressure data measured during the power grip task were processed to be further used as input data for estimation of muscle forces using the two versions of the musculoskeletal model. The measured pressure and grip force data were combined to calculate the external forces applied to twenty five anatomical areas of the hand, 5 per finger. Marker data was used to calculate the 23 joint angles associated to the kinematic degrees of freedom of the model. This data processing is detailed in [Goislard de Monsabert *et al.* \(2012\)](#). For each subject, the same input dataset was used with the two versions of the models in order to compare the estimated muscle forces with and without the presented scaling method. The estimations of the models were also compared by expressing each muscle force (t_m) as a percentage of the maximum isometric muscle force ($t_{\max|m}$). The $t_{\max|m}$ value was calculated as the product of PCSA from the literature and the $35.4\text{-N}\cdot\text{cm}^{-2}$ σ_{max} value for the initial model and using Eq. 4.5 for the individualized models.

4.3 RESULTS

4.3.1 Measured net joint moments

Table 4.3 – Measured net joint moments (M_{ergo}) for each subject during the maximal voluntary contraction tasks. The presented mean and standard deviation (\pm SD) values are computed for the control group (C01-C13).

	Net joint moment M_{ergo} (N.m)						
	Wrist		Combined		Finger		Intrinsic
	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.
C01	17.2	-11.3	28.9	-12.6	13.5	-3.9	4.0
C02	18.9	-7.3	27.8	-11.5	8.1	-2.3	4.9
C03	16.3	-9.4	28.6	-14.6	14.9	-4.6	7.0
C04	14.3	-7.3	22.2	-10.4	11.7	-3.3	6.7
C05	16.1	-17.3	28.6	-20.0	9.2	-3.1	7.6
C06	17.3	-13.1	28.0	-12.0	15.1	-3.0	5.2
C07	13.6	-7.5	24.0	-7.7	9.6	-2.6	5.3
C08	15.4	-7.1	31.7	-10.0	16.0	-3.7	5.6
C09	13.9	-4.5	19.8	-10.0	13.6	-3.1	3.5
C10	15.0	-11.0	25.4	-10.7	9.6	-1.7	5.4
C11	17.1	-10.6	29.7	-11.6	10.6	-2.4	5.8
C12	17.5	-10.9	36.8	-13.5	13.0	-3.7	7.2
C13	11.7	-5.8	17.0	-10.6	9.8	-2.3	5.4
Mean \pm SD	15.7 \pm 2.0	-9.5 \pm 3.4	26.8 \pm 5.2	-11.9 \pm 3.0	11.9 \pm 2.6	-3.1 \pm 0.8	5.7 \pm 1.2
Climber	15.5	-14.8	38.0	-19.2	16.3	-4.3	9.2
Boxer	21.0	-17.1	35.7	-14.9	22.6	-5.0	5.2
Arthritis	10.0	-10.6	13.3	-10.0	4.9	-1.9	2.3

The measured net joint moments (M_{ergo}) presented in Table 4.3 indicated that all subjects exerted their highest moment during the Combined flexion task and their lowest during the Finger extension task with on average for the control subjects 26.8 ± 5.2 N.m and -3.1 ± 0.8 N.m, respectively. Overall, all the control subjects exerted higher moments during the flexion tasks than during the extension tasks with flexion/extension ratios of up to 3 for the Wrist tasks and up to 5 for the fingers. On average, higher net joint moment values were observed during the Wrist task than during the Finger task. Without going too much into details, the comparison of the

particular subjects with the control group raised several important points. First, the climber produced high moments for all the flexion tasks involving the fingers (Combined, Finger and Intrinsic tasks) but exhibited similar MVC levels than the control group for several tasks such as Wrist flexion or Finger extension. Second, the boxer produced generally higher net moment values during tasks involving the wrist but presented similar levels for the Finger extension and the Intrinsic tasks. Finally, the net joint moment values of the arthritis patient were globally lower than the control group, except during the Wrist extension and the Combined extension tasks where nearly similar values were observed.

4.3.2 Variables estimated using the scaling procedure

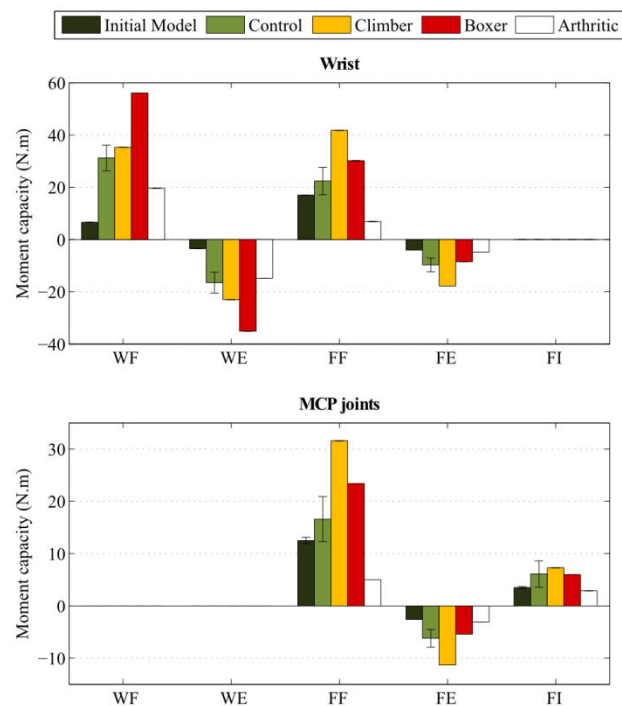


Figure 4.2 - Muscle moment-generating capacities ($M_{\max|g}$, Eq. 4.4) about the wrist (top panel) and the MCP joints (bottom panel) for the five muscle groups. The data associated to "Initial Model" and "Control" are the mean \pm one standard deviation values for the control subjects. WF: flexor carpi, WE: extensor carpi, FF: flexor digitorum, FE: extensor digitorum, FI: intrinsic. No results were presented for FI about the wrist joint and for WF and WE about the MCP joint because these muscle groups do not mobilize these respective joints.

The muscle moment-generating capacities ($M_{\max|g}$, Eq. 4.4) ranged from 3.5 N.m for the wrist extensors (WE) of the initial model and 56.1 N.m for wrist flexors (WF) of the boxer (Figure 4.2). Compared to the initial model, the subject-specific models of the control group corresponded to largely higher capacities for wrist muscles with on

average five-fold differences for both flexors and extensors. For finger muscles, less important differences were observed between the initial model and the control group with, respectively, similar values for flexors, and two-fold differences for both extensors and intrinsic muscles. Compared to the control group, the climber exhibited capacities approximately twice higher for the finger flexors and extensors and in similar ranges for other muscles. The capacities of the boxer were approximately twice higher than the control group for the wrist muscles and in similar ranges for other muscles. Except for the wrist extensors, the arthritic patient had lower capacities than the control subjects, especially for the finger flexors for which a three-fold difference was observed.

For all control subjects, the PCSA coefficient values (c_g , Eq. 4.5) were about 5 for the wrist muscles (WF and WE groups) and about 2 for the finger muscles (FF, FE and FI groups) (Table 4.4). The PCSA coefficients of the control subjects were similar between wrist flexors and extensors whereas two-fold differences could be observed between finger flexor muscles (FF) and the other finger muscles (FE and FI). For the climber, the PCSA coefficient for the finger flexor muscles was the highest among all subjects whereas the other coefficients were in the same range than for the control group. Relatively to the control group, the coefficient of the boxer were higher for wrist muscles and either similar or lower for finger muscles. For the arthritis patient, the coefficient value for the finger flexor muscles was twice lower than for control subjects whereas other coefficients were in a comparable range. Among the control subjects, the σ_{max} value was around 32 N.cm^{-2} on average and ranged from 26.8 N.cm^{-2} for C13 to 41.9 N.cm^{-2} for C06. The σ_{max} values of the climber and boxer subjects were globally higher than for the control group. The arthritis patient presented the lowest σ_{max} value among all subjects.

Overall, the differences between the mechanical activities ($a_{mech|g}$, Eq. 4.3) of the muscle groups estimated in the scaling procedure and the EMG activities of their representative muscles were relatively low (Figure 4.3). The total difference values were 0.14 ± 0.09 and 0.13 ± 0.10 for wrist flexors and extensors, respectively, and 0.14 ± 0.12 and 0.28 ± 0.17 for finger flexors and extensors, respectively. For the wrist muscles, the average levels of mechanical and EMG activities were comparable during all tasks with maximal task differences of 0.18 ± 0.10 for wrist flexors during the Combined flexion task and 0.16 ± 0.12 for wrist extensors during the Wrist extension task. For the finger

flexors, mechanical and EMG activities were on average similar, except during the Wrist flexion and Intrinsic tasks where two-fold differences were observed and which corresponded to the maximal task differences with 0.24 ± 0.12 and 0.24 ± 0.17 , respectively. For the finger extensors, mechanical and EMG activities were comparable during extension tasks and presented up to five-fold differences for flexion tasks with a maximal task difference of 0.50 ± 0.11 for the Wrist flexion task.

Table 4.4 - PCSA coefficients (c_g) and maximum muscle stress (σ_{max}) value (N.cm⁻²) obtained through the scaling procedure for all subjects. The presented mean and standard deviation (\pm SD) values are computed for the control group (C01-C13).

	PCSA coefficients					Maximum muscle stress
	c_{WF}	c_{WE}	c_{FF}	c_{FE}	c_{FI}	σ_{max} (N.cm ⁻²)
C01	5.8	5.4	1.6	2.6	1.1	37.5
C02	5.0	4.1	1.1	2.4	1.5	38.9
C03	5.7	5.3	1.9	4.0	2.8	31.6
C04	5.5	5.0	1.3	3.1	3.3	27.9
C05	4.9	7.1	1.2	3.0	2.0	29.5
C06	4.6	6.1	1.4	1.6	1.0	41.9
C07	5.0	4.2	1.2	1.6	1.1	30.8
C08	5.7	3.9	1.9	3.1	2.0	28.6
C09	4.7	4.0	1.4	3.3	3.7	28.9
C10	4.9	5.7	1.2	1.4	1.0	32.0
C11	5.6	5.6	1.4	2.1	1.5	33.4
C12	5.3	4.9	1.8	3.1	1.1	35.4
C13	4.7	5.1	1.3	3.2	3.7	26.8
Mean \pm SD	5.2 \pm 0.4	5.1 \pm 0.9	1.4 \pm 0.3	2.7 \pm 0.8	2.0 \pm 1.0	32.5 \pm 4.6
Climber	4.6	5.6	2.1	3.7	1.7	41.6
Boxer	6.2	7.2	1.3	1.5	1.2	49.0
Arthritis	4.5	6.4	0.6	1.8	1.3	23.3

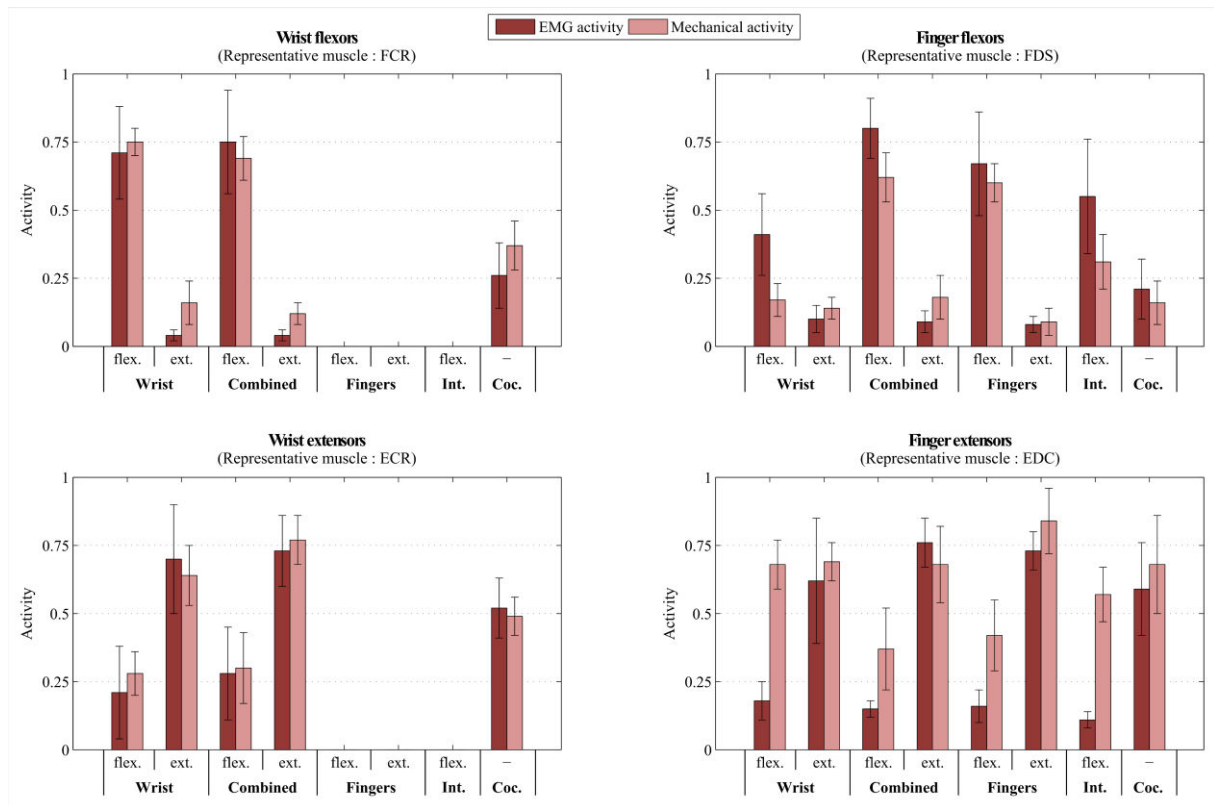


Figure 4.3 – Estimated mechanical activity ($a_{mech|g}$, Eq. 4.3) of the muscle groups in the scaling procedure and the measured EMG of their representative forearm muscles during the eight maximal voluntary contraction tasks. The data presented correspond to the mean \pm one standard deviation values for the control subjects ($n=13$). Although they were measured, the EMG activities of wrist muscles during the Finger and Intrinsic tasks are not presented because the corresponding mechanical activities were not estimated since the wrist muscles' groups (WF and WE) do not act about MCP joints.

4.3.3 Influence of the scaling on muscle force estimation

The comparison of the two versions of the model (initial and individualized) showed that the use of the subject-specific muscle force-generating capacities strongly influenced the estimation of muscle forces with both common and individual differences among subjects. As an illustration of typical results, the Figure 4.4 presents the muscle forces in the wrist and in the index and middle fingers estimated with the two versions of the model for the control subject C06, the climber and the arthritis patient. For these three subjects, considerable differences were observed for the index finger with forces decreased of about 50 % for interosseous muscles and over 80 % of extensor muscle forces when using individualized models. The two index finger flexor muscles were slightly modified with less than 20 % differences but with opposed trends, e.g. FDP increased and FDS decreased. The middle finger muscle forces exhibited lower

differences between the two versions of the model, especially for the control and climber subjects for which the differences were lower than 10 %. Conversely, the arthritis patient presented an eight-fold difference on the middle finger FDS muscle force. Concerning the wrist, the individualized model resulted in increased muscle forces for the control and climber subjects with up to 60 % and to 30 % differences, respectively, and in decreased muscle forces for the arthritis patient, with up to 35 % differences.

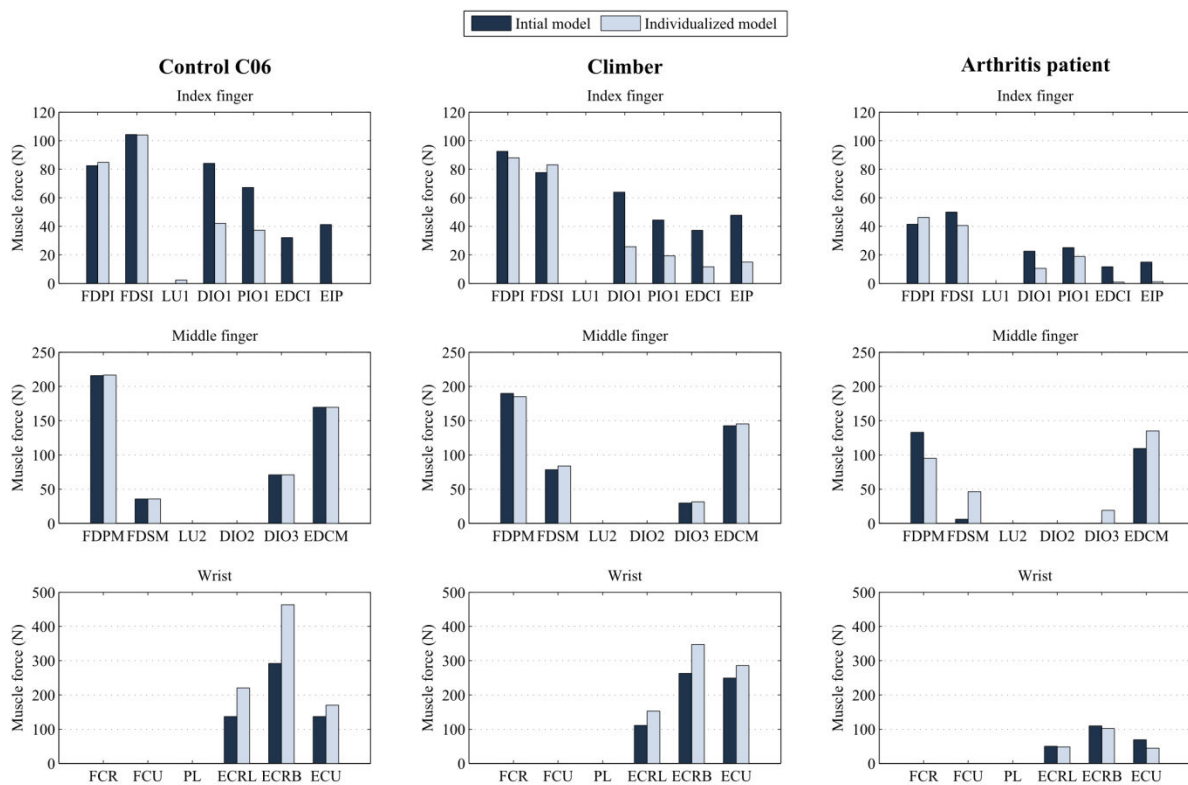


Figure 4.4 - Muscle forces (t_m) estimated using the initial and the individualized models for a representative control subject (C06) and for the climber and the arthritis participants during the maximal power grip task. Values presented in top panels correspond to the index finger, middle panels to the middle finger and bottom panels to the wrist. The muscle names' abbreviations are described in Table 4.2.

The muscle forces (t_m) expressed as a percentage of their maximum isometric forces ($t_{\max|m}$) presented important differences between the initial and the individualized model with both common and individual modifications among subjects (Figure 4.5). The index finger muscle forces estimated for both the climber and the control subject globally ranged between 50 % and 130 % of their theoretical maximal force with the initial model against between 0 and 50 % with the individualized one. For the arthritis patient, the use of the individualized model differently modified the index finger muscle

forces with twice higher values for flexors (FDP and FDS), similar values among intrinsic (LU, RI and UI) muscles and complete drop for extensors (EDC and EDI). For the middle finger, using the individualized model reduced normalized muscle forces by up to twice and by up to five times for the control and the climber subjects, respectively. For the middle finger of the arthritis patient, the values obtained with the individualized model were importantly higher for flexors and similar for other muscles compared to the initial model. For the wrist, the use of the individualized model divided the normalized muscle forces by 5 with values up to 200 % with the initial model and up to 40 % with the individualized one.

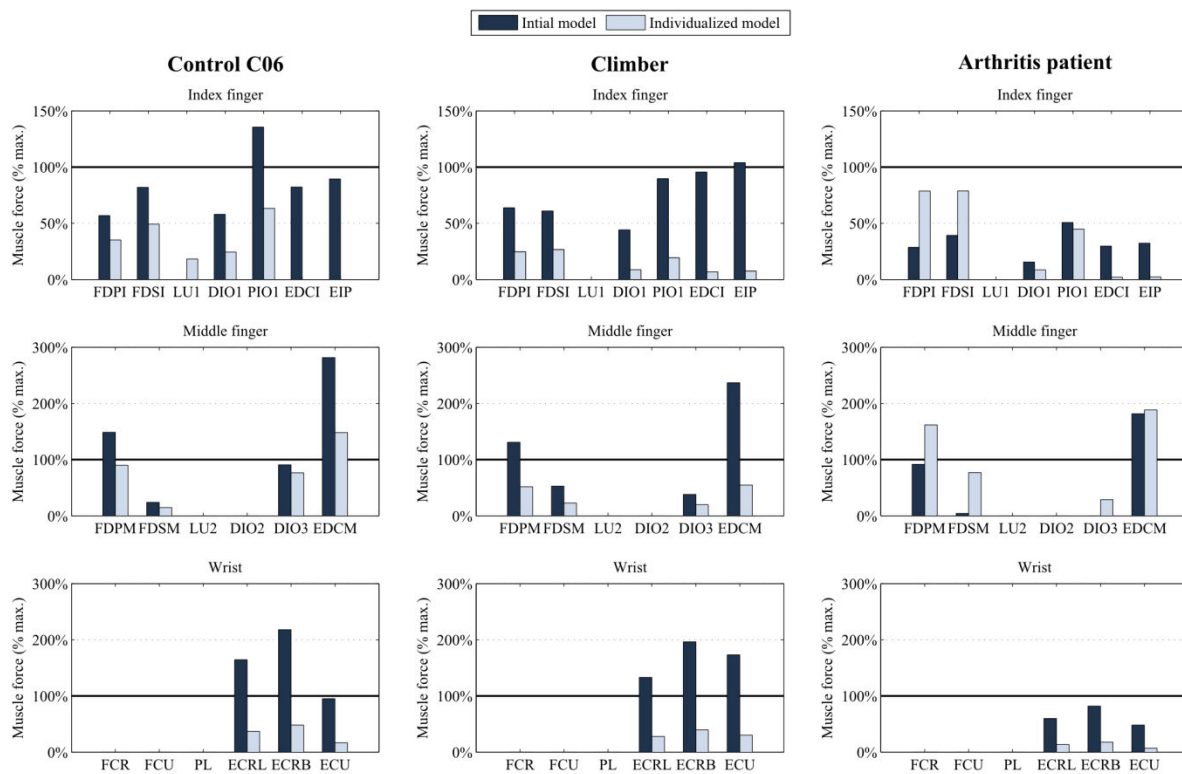


Figure 4.5 - Muscle forces (t_m) expressed as percentage of the corresponding maximum isometric muscle forces ($t_{max|m}$) calculated with both the initial and the individualized models for a representative control subject (C06) and for the climber and the arthritis participants during the maximal power grip task. Values presented in top panels correspond to the index finger, middle panels to the middle finger and bottom panels to the wrist. The muscle names' abbreviations are described in Table 4.2.

4.4 DISCUSSION

The objective of this study was to provide a method to estimate subject-specific muscle parameters to overcome the inconsistencies between the muscle force-generating capacities from cadaver anthropometric data, commonly used in hand musculoskeletal models, and the actual performances of subjects. Addressing this problem is important to improve the estimation of muscle forces through musculoskeletal models and to allow the study of populations with unusual musculature for which generic modelling is inadequate. The proposed subject-specific scaling method was divided into two steps. First, the experimental step consisted in a set of MVC tasks about the wrist and the MCP joints during which net joint moments and EMG activities were measured. Second, the computational step corresponded to an optimization process which determined five scaling factors of the PCSA, one for each muscle group involved, and one individual maximum muscle stress value according to the performances realized during the experimental step.

Concerning the experimental step, the proposed protocol was carefully designed to meet several objectives. For instance, the number of MVC tasks should be sufficient to characterize all forearm muscles but should remain as low as possible to limit fatigue effects and to preserve subjects' integrity. In addition, the design of the ergometer and modules was such that each task targeted at best one (Wrist, Finger extension and Intrinsic tasks) or several (Combined, Finger flexion, and Co-contraction tasks) muscle groups. This methodology was inspired from the study of [Schweizer *et al.* \(2003\)](#) who determined individual tendon friction properties from a battery of experimental tasks characterizing participants' capacities. The net joint moment values during the Wrist flexion and extension tasks were in the same order of magnitude than with previous measurements about the wrist ([Delp *et al.*, 1996](#)) and thus partially validated our experimental setup. More generally, the MVC tasks chosen in this study allow the identification of individual net joint moment capacities when comparing both particular subjects to the control group and control subjects together. Furthermore, the capacities of the particular subjects were consistent with their expected particularities. For example, the climber, whose activity implies an important training of the finger flexors, produced the highest moment during the Finger flexion tasks and the arthritis patient, whose affections have weakened his moment-generating capacities produced the lowest

moments during most of the tasks. However, these net joint moments does not provide a full characterization of individual muscle force-generating capacities since they result from the summed moments of all the muscle crossing the joint. Furthermore, the net joint moments result from the muscle activities and co-activation levels which might vary according to individual's training, ageing or pathologies.

The computational step of our method overcome the limitations cited above and determines muscle force-generating capacities based on the measured performances of each subject. In this process, we choose to individualize the PCSA of the 42 muscles included in the musculoskeletal model using five scaling coefficients corresponding to five muscle groups. We considered that characterizing five functional muscle groups, instead of 42 muscles, provides an accurate representation of the subject's capacities with a reasonable number of both optimization parameters and MVC tasks. On the contrary, [Infantolino and Challis \(2014\)](#) recently proposed a method for the complete characterization of the force-generating capacities of one intrinsic muscle (first dorsal interossei) based on a two-day experiment which involves both isometric and dynamic contractions in combination with ultrasound imaging. Although they provide precise information, such methodologies are not applicable to estimates the capacities the 42 hand muscles of a subject. Similarly, determining 42 scaling factors for the 42 muscle PCSA would largely increase the degrees of freedom of the optimization solution space which would therefore greatly complicate the method without necessarily improving the results. Our choice was validated by the fact that the moment-generating capacities estimated through the scaling procedure exacerbated the subject-specific capacities identified with the MVC tasks. For example, while the climber produced a net joint moment (M_{ergo} , Eq. 4.1) during the Finger flexion task similar to those of control subjects, the moment-generating capacities ($M_{\text{max}|g}$, Eq. 4.4) of his finger flexors was about 10 N.m higher than all the control subjects. Similarly, the moment produced by the boxer during the Wrist flexion task was about 2 N.m higher than the strongest control subject against 15 N.m higher when considering the moment-generating capacity of his wrist flexors. These results regarding the particular subjects highlight the interest of the method which enables a better identification of the subject-specific capacities than when considering only net joint moments.

The estimated subject-specific muscle parameters (c_g and σ_{max}) indicated that important adaptations of the model were necessary to obtain muscle force-generating capacities in accordance with the measured MVC performances. The PCSA scaling factor (c_g) values were indeed around 5 for wrist muscles and around 2 for fingers. These values are directly in accordance with our previous modelling study where the maximal muscle force levels had to be multiplied by 6 to estimate the muscle tensions during a maximal power grip task (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012). On a physiological point of view, Holzbaaur *et al.* (2007b) also observed important differences, i.e. up to twice, between upper limb muscles volumes from *in vivo* measurement and those measured from cadaver studies. Overall, the estimated subject-specific σ_{max} values were in agreement with both modelling (Holzbaaur *et al.*, 2005; Valero-Cuevas *et al.*, 2003) and more physiological studies (Maganaris *et al.*, 2001; O'Brien *et al.*, 2010) with variations of about 10 N.cm⁻² around the initial 35.4 N.cm⁻² value. The individualized values were also coherent with subject's performances since high σ_{max} values were observed for subjects that produced high net joint moments (e.g. boxer and climber subjects) and vice versa (e.g. arthritis and control C13 subjects).

The results concerning the mechanical activities ($a_{mech|g}$, Eq. 3) contributed to validate the present methodology since their values were comparable to the measured EMG activities of the associated forearm muscles. It should be remembered that the mechanical activities were only set to the EMG activities in the first optimization iteration and were neither constrained nor used in the cost function. Consequently, the global good agreement between the mechanical and EMG activities demonstrated that our process estimated coherent values by determining realistic and individual co-contraction levels. In addition, the punctual differences between mechanical and EMG activities do not represent non-physiological results. Although these two variables have comparable interpretations, they should not be necessarily equals since the mechanical activities are virtual variables associated to whole muscle groups whereas EMG activities are experimental physiological variables associated to single muscles. Furthermore, the differences observed were globally in the range of the discrepancies observed between EMG signal and muscle forces (Cholewicki & McGill, 1994).

Beyond the determination of subject-specific muscle force parameters, their use within the model influenced the estimation of muscle forces during the power grip task

and resulted in different muscle load sharing across the 42 muscles compared to the initial model. For instance, while the middle finger muscle forces of the C06 and the climber participants were almost not modified, the load sharing in their index finger and their wrist was greatly modified. Furthermore, each subject was differently affected by the use of the individualized models with similar modifications for both the C06 and the climber participants but different influences for the arthritis patient. In addition, the use of subject-specific models provided more physiological levels of implication of each muscle than with the initial models. The initial model indeed resulted in muscle forces that were well above, i.e. more than 250 %, their theoretical maximal isometric force level whereas the subject-specific models considerably reduced this implication to more physiological levels, i.e. under 100 %. Such results satisfy our objectives and clearly highlight the interest of the presented method which will increase the confidence and therefore the applicability of the hand musculoskeletal model. However, it should be noted that several muscle forces were still above 100 % of their maximal isometric forces meaning that the subject-specific models still underestimated individual capacities. Other factors should thus be further taken into account to evaluate the muscle force-generating capacity. Specifically, the method could be improved by executing separated for each of the four long fingers and by including the force-length relationship in the scaling procedure. Beyond these limitations, the hand musculoskeletal model was nevertheless improved by the present method with a clear modification of the entire muscle load sharing for each subject and more physiological levels of implication for each muscle.

When considering the presented method, it should be reminded that the musculoskeletal model remains associated to inherent limitations such as the use of generic data for segments lengths and moment arms, and the hypotheses related to optimization computing. Furthermore, some choices concerning the scaling procedure could be discussed. Typically, the separation of the scaling of muscle PCSA and σ_{max} might seem questionable since the adjustment of one might account for the adjustment of the other. Similarly, it might appear abnormal that the mechanical activities were not constrained whereas the muscle parameters were. Nevertheless, the good agreement between σ_{max} levels and the subjects' performances and between EMG and mechanical activities as well as the more physiological levels of muscle forces estimated with individualized models indicated that the scaling method provide consistent results.

To conclude, our results clearly demonstrated that the initial model was globally not able to represent the actual capacities of individuals while the individualized models obtained with the presented method were in accordance with the measured performances. Beyond the advantages for musculoskeletal modelling, this scaling procedure might be independently used to characterize the muscle force-generating capacities of populations presenting unusual musculature such as climbers, arthritis patients or workers. Such investigation could participate in the understanding of how pathology or training influences wrist and finger capacities and could therefore improve the design of specific rehabilitation and training programs.

4.5 CONCLUSION

L'étude présentée dans ce chapitre avait pour but d'améliorer la représentation des capacités musculaires dans le modèle de la main en vue d'étudier des sujets présentant une musculature particulière tels que des patients atteints d'arthrose. Pour cela, une méthode d'individualisation a été développée pour ajuster deux paramètres musculaires, les PCSA et le σ_{max} , et mettre ainsi le modèle à l'échelle des capacités réelles des sujets. Les résultats obtenus pour une population incluant des sujets normaux non-entraînés au niveau de la main montrent que des ajustements importants sont nécessaires pour que le modèle soit en adéquation avec les performances effectivement réalisées. En effet, les capacités du modèle ont dû être multipliées en moyenne par cinq pour les muscles du poignet et par deux pour ceux des doigts. Ces niveaux sont en accord avec les adaptations globales qui ont été nécessaires lors de l'étude du power grip (Chapitre 2) et confirment que les données mesurées sur cadavres sous-estiment les capacités effectives des sujets. Au niveau individuel, les résultats confirment que la méthode d'individualisation développée permet d'identifier les spécificités de la musculature des sujets et d'ajuster le modèle de manière cohérente avec celles-ci. De plus, la modification de ces paramètres a permis au modèle de fournir des estimations de forces musculaires qui semblent plus physiologiques vis-à-vis i) des participations de chaque muscle à l'équilibre des articulations et ii) de leur niveau de sollicitation individuel.

Outre les améliorations de notre modèle, la méthode développée apporte des informations importantes pour la modélisation musculo-squelettique de la main qui

peuvent notamment être réutilisée par d'autres chercheurs développant des modèles fondées sur les mêmes bases de données anthropométriques. De plus, cette méthode peut également être mise en œuvre pour caractériser les spécificités de la musculature de certaines populations. Deux études en cours s'attachent à utiliser la méthode d'individualisation développée dans ce chapitre afin d'étudier l'effet de l'entraînement sur les capacités musculaires de grimpeurs (article en révision dans *European Journal of Applied Physiology*) et de tennismen (en cours de rédaction). De la même façon, ce type d'étude s'intègre parfaitement à notre problématique concernant l'arthrose en permettant de quantifier comment la pathologie affecte la musculature des patients. Dans cet objectif, le chapitre suivant applique la méthode d'individualisation à deux patientes dans le but de caractériser précisément leurs capacités musculaires et d'estimer leurs coordinations de forces musculaires à l'aide du modèle ainsi individualisé.

5. CARACTERISATION DES FORCES INTERNES LORS DE LA PREHENSION POUR DES PATIENTS ATTEINTS D'ARTHROSE

5.1 INTRODUCTION

Ce chapitre vise à appliquer les méthodes d'analyse expérimentale et de modélisation biomécanique développées dans ce travail pour apporter un point de vue biomécanique à l'étude de patients atteints d'arthrose. Ces travaux s'inscrivent dans le cadre d'une collaboration avec le Pr. Régis Legré et le Dr. André Gay du service de chirurgie de la main et de chirurgie plastique du membre supérieur de l'hôpital de la Timone 2. Deux patientes atteintes d'arthrose de la main ont participé à cette étude. L'objectif de ce chapitre est de montrer que les méthodes développées sont applicables au domaine clinique et que les données obtenues peuvent compléter le diagnostic médical et peuvent être utiles pour la planification d'interventions chirurgicales et l'élaboration de programmes de réhabilitation.

5.2 MATERIEL ET METHODES

5.2.1 Sujets

Deux patientes ont participé à cette étude. Elles sont toutes deux droitières et atteintes d'arthrose sévère de la main droite. La Figure 5.1 présente les photos et radiographies de la main droite des deux patientes. La première (A01) était employée de bureau mais a utilisé ses mains de manière intensive au cours de sa vie professionnelle (travail sur métier à tisser et écriture sur d'anciennes machines à écrire) ainsi que dans le cadre de sa vie privée (jardinage, bricolage). La seconde (A02) était professeur de biologie en collège et a sollicité de manière intensive ses mains dans le cadre privé en pratiquant la sculpture sur pierre et le tournage sur bois. Comme illustré dans la Figure 5.1 et décrit dans le Tableau 5.1, ces deux femmes ont des atteintes arthrosiques différentes.

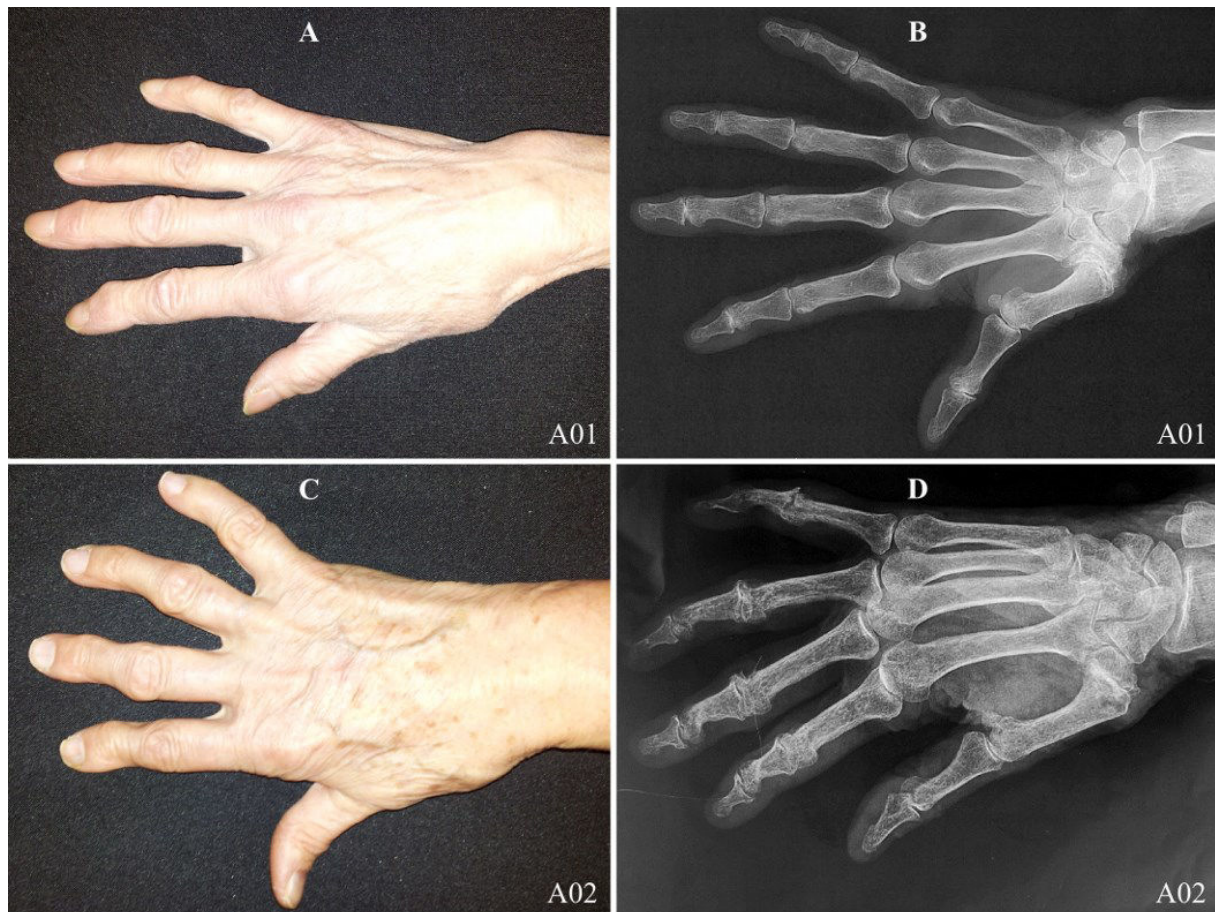


Figure 5.1 - Photos (A et C) et radiographies (B et D) des mains droites des deux patientes A01 et A02. Les clichés du dessus concernent la patiente A01 et ceux du dessous concernent la patiente A02.

Une population contrôle a également été incluse et était composée des sept sujets C01 à C07 ayant participé à l'étude du Chapitre 4 et dont les caractéristiques sont résumés dans le Tableau 5.1. Les cinq autres sujets C08 à C13 ne sont pas inclus dans cette étude car une partie de leurs données (tâche de power grip) n'a pas encore été traitée à ce jour. Comme expliqué au Chapitre 4, cette population était composée de jeunes hommes sains qui ne présentaient aucun trouble dans l'ensemble du membre supérieur droit et qui ne pratiquaient pas d'activités impliquant une utilisation intensive et/ou répétée de la main. Tout au long de ce chapitre, le terme « C0 » sera utilisé pour faire référence aux sujets de ce groupe contrôle.

5.2.2 Protocole

Chaque sujet a participé à deux protocoles développés durant cette thèse. Le premier est celui présenté au Chapitre 2 et concerne la mesure de données d'entrée de cinématique et de forces externe pour le modèle de la main durant le power grip. Pour

rappel, il s'agissait d'exercer une force de préhension maximale sur le manche instrumenté autour duquel était enroulée la nappe de pression. Cette tâche était réalisée deux fois avec trois minutes de repos pour empêcher tout phénomène de fatigue. Le deuxième protocole est celui associé à la méthode d'individualisation présentée Chapitre 4 et concerne la mesure de moments nets et de signaux EMG lors de la production de moments maximaux en flexion-extension au niveau du poignet et des articulations MCP. Chaque sujet a donc réalisé 10 tâches de contraction maximale volontaire, chacune répétée deux fois : une tâche de power grip et neuf tâches de production de moment. Outre les pauses entre les essais, les deux protocoles étaient séparés par une pause d'une demi-heure.

Tableau 5.1 – Caractéristiques de l'ensemble des sujets ayant participé à cette étude. Les données présentées pour le groupe contrôle C0 correspondent à la moyenne \pm 1 écart-type calculés pour les sept sujets C01-C07.

	Sexe (M ou F)	Age (ans)	Taille (cm)	HL (cm)	Diagnostic
A01	F	70	158	17.1	- Rhizarthrose sévère avec arthrodèse naturelle. - Arthrose modérée de toutes les PIP - Arthrose sévère des DIP de l'index du majeur et de l'auriculaire.
A02	F	75	165	16.5	- Rhizarthrose sévère. - Arthrose sévère de toutes les articulations PIP et DIP.
C01-07	M	25.8 \pm 3.3	178.3 \pm 5.9	19.1 \pm 0.8	/

5.2.3 Individualisation du modèle et estimations des forces internes

La méthode d'individualisation présentée au Chapitre 4 a été utilisée pour mettre le modèle de la main à l'échelle des capacités production de force de chaque sujet. Cette procédure consiste à ajuster des paramètres musculaires au travers de la minimisation de l'écart entre les moments nets mesurés (M_{ergo}) et leur estimation par le modèle ($\overline{M_{ergo}}$) dans l'Eq. 4.1. Les paramètres ajustés sont le stress musculaire maximal (σ_{max}) ainsi que cinq coefficients d'adaptation des PCSA (c_g), un pour chacun des groupes musculaires de la main. Les groupes musculaires considérés sont les fléchisseurs du poignet (WF), les extenseurs du poignet (WE), les fléchisseurs extrinsèques (FF), les extenseurs extrinsèques (FE) et les intrinsèques (FI). Les paramètres musculaires ajustés permettent d'estimer les capacités de production de

force de chaque muscle (Eq. 4.5). Le modèle de la main présenté au Chapitre 2 a ensuite été utilisé pour estimer les forces musculaires ainsi que les forces de contact articulaires durant la tâche de power grip. Pour chaque sujet, le modèle a été ajusté à l'aide des paramètres musculaires déterminés par la procédure de mise à l'échelle.

5.2.4 Analyse des résultats

L'analyse des résultats consiste essentiellement en la comparaison des données de chacune des patientes avec les données moyennes calculées pour les sept sujets C01-07 du groupe contrôle, qui sont considérées comme un profil « non-pathologique ». La force de préhension F_{grip} correspond à la valeur moyenne de la force totale appliquée au manche instrumenté sur une fenêtre de 750 ms centrée sur le pic de cette force totale. La résultante des forces appliquées par les doigts F_{doigts} correspond à la somme des forces appliquées sur les 25 zones, cinq par doigts, calculées à partir de la cartographie de forces combinant les données de nappes de pression et du manche instrumenté. Les ajustements des paramètres musculaires sont analysés au travers de la variable $M_{max|g}$, appelée capacité de moment et calculée à l'aide de l'Eq 4.4. Pour faciliter la comparaison entre la population contrôle et les patientes, les proportions de capacités de moment ($rM_{max|g}$) associées à chaque groupe ont été calculées à l'aide de l'équation :

$$rM_{max|g} = 100 \frac{M_{max|g}}{\sum_g M_{max|g}}. \quad (5.1)$$

Dans un même but de comparaison, les données de forces musculaires et de forces de contact articulaires présentées dans cette étude correspondent à des valeurs normalisées par la force de préhension F_{grip} .

5.3 RESULTATS

5.3.1 Forces de préhension

Les résultats concernant la force de préhension sont résumés dans le Tableau 5.2. Le niveau de force de préhension (F_{grip}) développée par les deux patientes A01 (230.7 N) et A02 (280.6 N) était environ trois fois inférieur à celui des sujets du groupe contrôle (769.4 ± 90.4 N). La résultante des forces appliquées par les doigts (F_{doigts})

représentaient 57 %, 73 %, 67 ± 7 % de la force de préhension, respectivement pour A01 et A02 et le groupe contrôle C0. La répartition entre les doigts de cette résultante indiquent pour le groupe contrôle que le pouce, l'index et le majeur participent majoritairement avec en moyenne entre 23 % et 25 % et que l'implication de l'annulaire et de l'auriculaire était plus modérée avec respectivement 16 % et 12 %. De manière différente pour la patiente A01, les participations les plus élevées étaient celles du pouce, du majeur, et de l'annulaire avec respectivement à 29.7 %, 26.4 % et 27.6 % tandis que celle de l'index était très faible avec 5.1 %. La patiente A02 présentait une répartition entre les doigts plus proche de celle du groupe contrôle avec des participations équivalentes, entre 21 et 30 %, pour le pouce, l'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire, seul l'implication de l'auriculaire était faible avec seulement 5.6 %.

Tableau 5.2 - Force de préhension totale (F_{grip}), résultante des forces appliquées par les doigts (F_{doigts}) et niveaux de force, en pourcentage, appliqués par chaque doigt. Les données présentées pour le groupe contrôle correspondent à la moyenne \pm un écart-type calculée pour les sept sujets C01-07.

	Forces appliquées (N)		Répartition entre les doigts ($\%F_{doigts}$)				
	F_{grip}	F_{doigts}	F_{pouce}	F_{index}	F_{majeur}	$F_{annulaire}$	$F_{auriculaire}$
A01	230.7	131.4	29.7	5.1	26.4	27.6	11.2
A02	280.6	204.4	29.1	23.7	21.0	20.7	5.6
C01-07	769.4 ± 90.4	$518. \pm 105.0$	23.5 ± 5.1	25.1 ± 3.5	23.4 ± 3.0	16.4 ± 3.8	11.7 ± 3.9

Les résultats de répartition de la force résultante F_{doigts} entre les zones anatomiques des doigts sont illustrés en Figure 5.2. Pour le groupe contrôle, cette répartition indique que les zones les plus impliquées sont les phalanges distales des doigts longs, la phalange proximale de l'index et le 1^{er} métacarpe. Pour la patiente A01, une répartition des forces fondamentalement différente est observée. Les zones appliquant les niveaux forces les plus élevés étaient les phalanges proximales du pouce et du majeur ainsi que les phalanges distales du majeur de l'annulaire et de l'auriculaire. Contrairement aux sujets du groupe contrôle, le niveau de force de l'index est très faible, le majeur est fortement sollicité à sa base et les forces appliquées par le pouce sont plus distales. Pour la patiente A02, les zones les plus impliquées correspondaient aux phalanges proximales du pouce et de l'index ainsi que les phalanges distales de l'index, du majeur et de l'annulaire. Cette patiente présente une répartition des forces

relativement proche du groupe contrôle. Seuls le pouce et le majeur sont impliqués de manière différente.

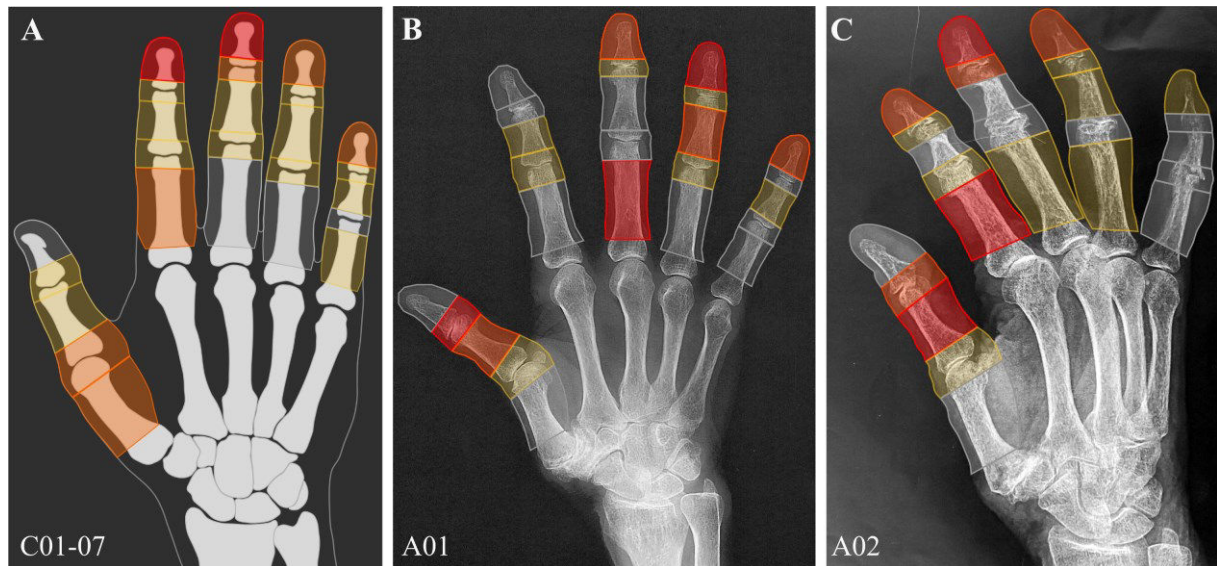


Figure 5.2 - Illustration de la répartition de la force résultante F_{doigts} entre les zones anatomiques des doigts pour les deux patientes A01 et A02 ainsi que pour le groupe contrôle (C01-07). Les zones sont colorées en gris pour des valeurs entre 0 % et 1 %, en jaune pour des valeurs entre 1 % et 5 %, en orange pour des valeurs entre 5 % et 10 % et en rouge pour des valeurs supérieures à 10 %. Les données présentées pour le groupe contrôle correspondent à la moyenne calculée pour les sept sujets C01-07.

5.3.2 Moment articulaires nets

Les moments articulaires nets mesurés (M_{ergo}) pour chaque sujet lors des tâches de contraction maximale volontaire réalisées sur l'ergomètre iso-cinétique sont présentés dans le Tableau 5.3. Les moments nets produits par la patiente A01 étaient en moyenne deux fois plus faibles à ceux du groupe contrôle, excepté pour la tâche d'extension des doigts (« Finger ext. ») où ils étaient cinq fois inférieurs. En comparaison avec la population contrôle, les moments nets appliqués par la patiente A02 étaient au minimum trois fois plus faibles dans l'ensemble des tâches. Il est à noter que cette patiente a exercé un moment six fois plus faible que le niveau moyen du groupe contrôle C0 pour la tâche d'extension des doigts (« Finger ext »).

Tableau 5.3 – Moments articulaires nets mesurés pour les deux patientes et les sujets du groupe contrôle lors des tâches de contraction maximale volontaire réalisées sur l'ergomètre isocinétique. Les données présentées pour le groupe contrôle correspondent à la moyenne \pm un écart-type calculée pour les sept sujets C01-07.

	Moment nets articulaires (N.m)						
	Wrist		Combined		Finger		Intrinsic
	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.
A01	7.0	-4.7	10.0	-5.0	4.6	-0.7	2.5
A02	5.4	-3.6	7.0	-2.9	3.5	-0.5	1.6
C01-07	16.2 \pm 1.8	-10.5 \pm 3.8	26.9 \pm 2.6	-12.7 \pm 3.8	11.7 \pm 2.8	-3.3 \pm 0.8	5.8 \pm 1.3

5.3.3 Capacités de production de moments musculaires

Les résultats de capacités de production de moments ($M_{\max|g}$, Eq. 4.4) estimées par la procédure d'ajustement sont illustrés dans la Figure 5.3 (A et B). En comparaison avec la population contrôle, les capacités de moment de la patiente A01 étaient deux à trois fois moindres pour les muscles propres au poignet (WF et WE), jusqu'à 5 fois plus faibles pour les muscles extrinsèques (FF et FE) et comparables pour les muscles intrinsèques (FI). La patiente A02 présentait des écarts similaires sauf pour les extenseurs des doigts et les intrinsèques dont les capacités étaient dix fois inférieures que la population contrôle.

Les proportions de capacités de moments musculaires de chaque groupe ($rM_{\max|g}$, Eq. 5.3) sont présentées dans la Figure 5.3 (B et C). Pour la patiente A01, les proportions de capacités associées aux muscles extrinsèques (FF et FE) étaient plus faibles que celles des sujets C01-07 et celles associées aux intrinsèques (FI) étaient deux fois plus importantes. Au niveau du poignet, la distribution des capacités de la patiente A02 présentait des proportions attribuées aux muscles du poignet (WF et WE) plus grandes que la population contrôle et plus faibles pour les muscles extrinsèques (FF et FE). Au niveau des articulations MCP, la patiente A02 possédait une distribution dans laquelle, la part des extenseurs extrinsèques était plus faible que pour le groupe contrôle et plus importante pour les muscles intrinsèques.

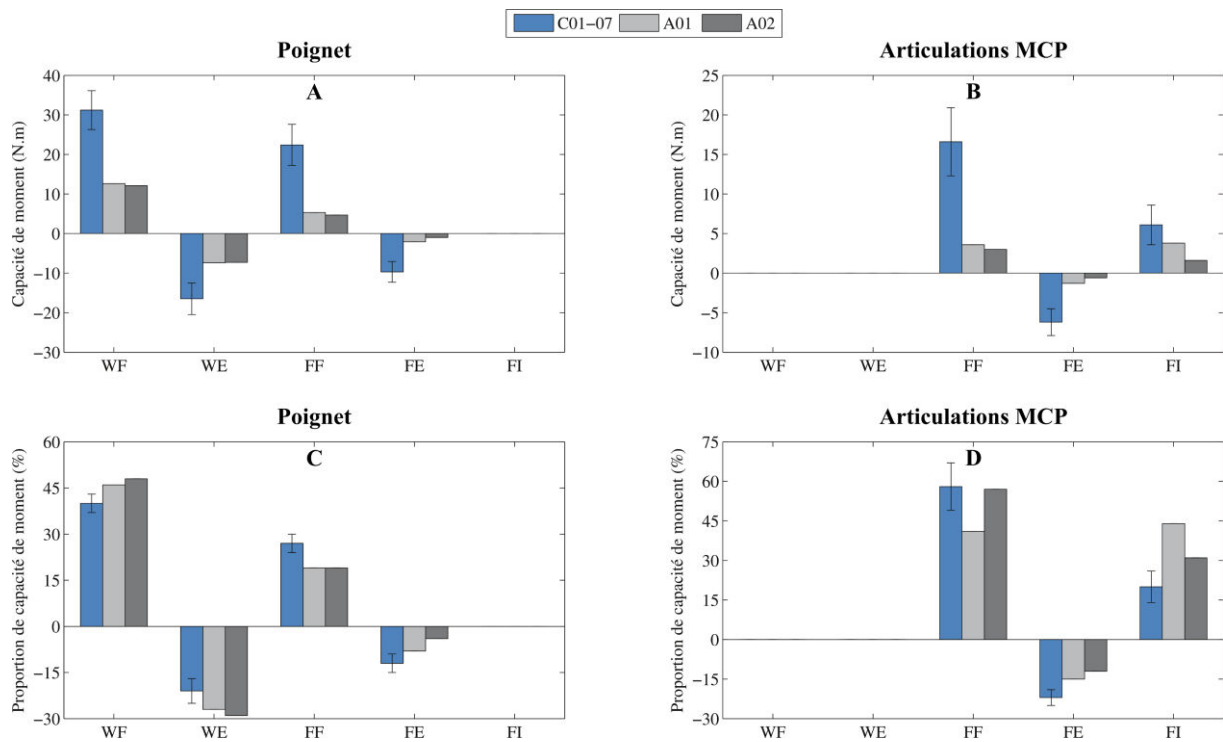


Figure 5.3 – Capacités de production de moment ($M_{\max|g}$, Eq. 4.4) en N.m (A et B) et proportions de capacités de moment ($rM_{\max|g}$, Eq. 5.3) en pourcentage (C et D) estimées à l'aide de la méthode d'individualisation pour les deux patientes A01 et A02 et pour le groupe contrôle (C01-07). WF : fléchisseurs du poignet, WE : extenseurs du poignet, FF : fléchisseurs des doigts, FE : extenseurs des doigts, FI : intrinsèques. Les données présentés pour le groupe contrôle correspondent à la moyenne \pm un écart-type calculée pour les sept sujets C01-07.

5.3.4 Estimations du modèle

Pour des raisons de concision et de clarté, seules les estimations du modèle pour l'index et le majeur sont présentées dans cette partie. Ces données illustrent les différences les plus marquées entre les deux patientes et les sujets du groupe contrôle. Les données de forces musculaires estimées par le modèle pour ces deux doigts sont présentées dans la Figure 5.4 (A et B). Pour la patiente A01, les forces musculaires dans l'index indiquaient des niveaux d'implication très faibles pour les fléchisseurs extrinsèques avec une force nulle exercée par le muscle FDP et une sollicitation du FDS quatre fois moindre comparée à celle du groupe contrôle. Pour la patiente A02, les forces musculaires dans l'index étaient globalement similaires à celles de la population contrôle hormis pour le muscle FDP dont le niveau de sollicitation était plus faible. Au niveau du majeur, la patiente A01 présentait une faible implication des muscles FDP et EDC avec des niveaux deux fois plus faibles que la moyenne de la population contrôle.

Les valeurs de forces musculaires au niveau du majeur de la patiente A02 étaient similaires à ceux du groupe contrôle sauf pour le muscle UI qui n'était pas impliqué.

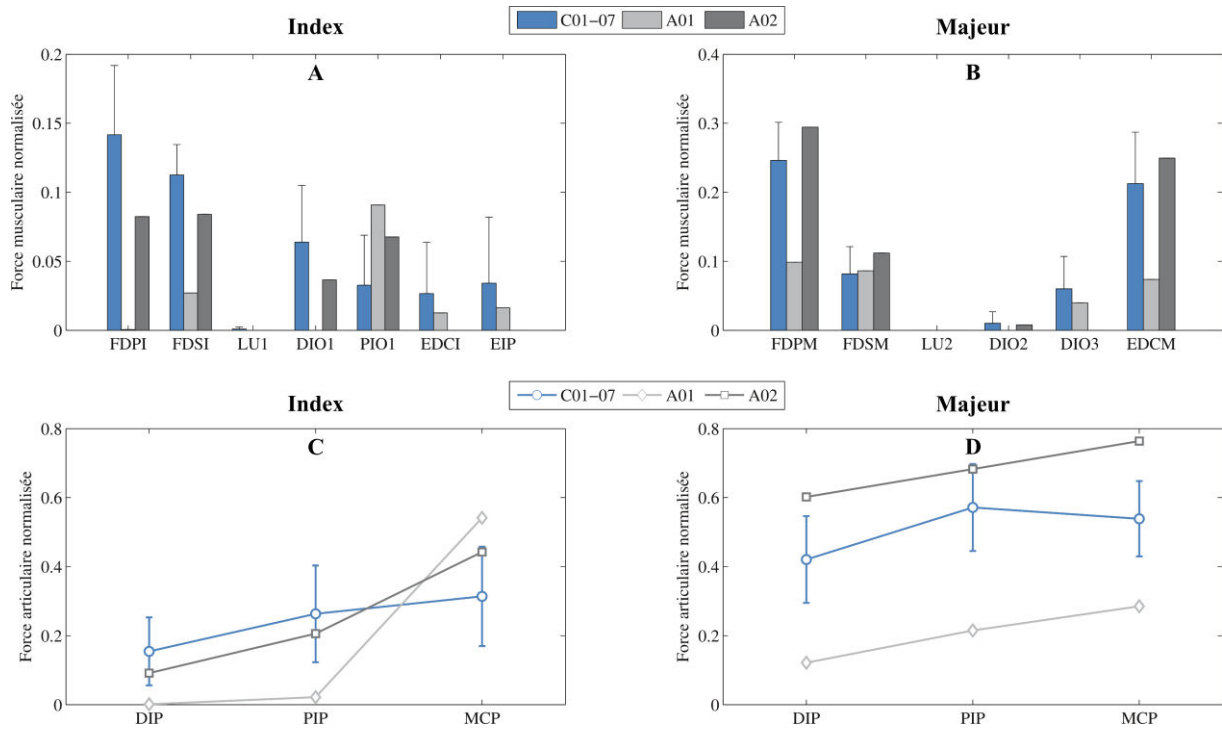


Figure 5.4 - Forces musculaires (A et B) et forces de contact articulaires (C et D) estimées par le modèle pour les deux patientes A01 et A02 ainsi que pour le groupe contrôle (C01-07) durant la tâche de power grip. L'index est présenté à gauche et le majeur à droite. Les valeurs présentées ont été normalisées par la force de préhension maximale. Les données pour le groupe contrôle correspondent à la moyenne + un écart-type pour les forces musculaires et \pm un écart-type pour les forces articulaires, calculées pour les sept sujets C01-07.

Les données de forces de contact articulaires estimées par le modèle sont présentées dans la Figure 5.4 (C et D). Comparé à la population contrôle, les forces de contact articulaires dans l'index de la patiente A01 présentaient des niveaux environ deux fois plus faibles pour les articulations DIP et PIP, et deux fois plus élevés pour l'articulation MCP. Pour ce même doigt, les niveaux de forces de contact articulaires de la patiente A02 étaient similaires à ceux de la population contrôle. Au niveau du majeur, les forces articulaires de la patiente A01 présentaient des niveaux deux à trois fois moindres que ceux des sujets C01-07. Pour la patiente A02, ces niveaux étaient légèrement plus élevés que le groupe contrôle. Pour les deux patientes, l'index montre une articulation MCP plus chargée que les articulations DIP et PIP et avec des différences plus marquées que pour les sujets C01-07. Ceci est particulièrement visible par le fait que les courbes des deux patientes croisent la courbe du groupe contrôle dans la Figure 5.4C.

5.4 DISCUSSION

Le but de cette étude était de caractériser la manière dont l'arthrose modifie les capacités de production de forces musculaires ainsi que les chargements musculaires et articulaires de deux patientes présentant des affections différentes. L'utilisation de la méthode de mise à l'échelle du modèle développée durant ces travaux de thèse et présentée dans le Chapitre 4 a permis de fournir des estimations de forces musculaires et de forces de contact articulaires prenant en compte les capacités musculaires spécifiques de chaque individu.

5.4.1 Coordination des forces externes

Comme on pouvait facilement le supposer du fait de la pathologie, la force de préhension en power grip chez les patientes A01 et A02 était beaucoup plus faible que celle des sujets du groupe contrôle (C01-07). Cette faiblesse s'explique en partie par le fait que notre groupe contrôle n'était composé que d'hommes pour lesquels les capacités de préhension sont plus élevées. En effet, les femmes exercent en moyenne des niveaux de forces de préhension maximaux environ 1.5 fois inférieurs à ceux des hommes ([Dempsey & Ayoub, 1996](#); [Wimer et al., 2009](#)), ce qui dans notre cas se traduirait par un niveau de force d'environ 500 N. Néanmoins, les forces de préhension enregistrées pour les deux patientes A01 et A02 étaient environ trois fois plus faibles que notre population contrôle masculine. Cela indiquerait donc que ces patientes présenteraient potentiellement une perte de moitié des capacités de forces de préhension par rapport à une population féminine « normale ». [Fowler & Nicol \(2001\)](#) ont également observé environ 50 % de perte pour des patientes atteintes de polyarthrite rhumatoïde en comparant leurs forces de préhension en pinch grip à celles d'une population contrôle féminine. Les diminutions importantes de capacités de préhension que nous observons peuvent se révéler très gênantes au quotidien pour ces patientes. A titre d'exemple, la manipulation d'un objet de 1.5 kg, telle qu'une bouteille d'eau, avec les cinq doigts peut requérir une force de préhension pouvant atteindre jusqu'à 40 N ([Zatsiorsky & Latash, 2008](#)). Ce niveau de force correspondrait donc à environ 15 % des capacités des deux patientes et seulement 5 % des capacités moyennes de la population contrôle masculine. Cela signifie que les patientes ont une marge plus réduite pour adapter leur force de préhension au cours de la manipulation dynamique de l'objet ainsi qu'aux perturbations

intervenant lors du mouvement. Pour les mêmes raisons, elles peuvent être également plus exposées à la fatigue musculaire. Néanmoins, afin de caractériser plus précisément le handicap des patientes, l'analyse de tâches de préhension dynamiques ainsi que la passation d'un groupe contrôle féminin sans atteinte arthritique sera nécessaire.

Outre le niveau d'intensité de force de préhension, la répartition des forces dans la main apporte des informations plus précises sur les effets délétères de l'arthrose. Par exemple, les affections spécifiques de la patiente A01 semblent l'avoir contrainte à adopter une configuration singulière du point de vue de la distribution des forces entre les doigts. En effet, l'index n'était quasiment pas impliqué dans la production de force (environ 5%) alors, que pour la population contrôle, l'index présentait la participation la plus importante (environ 25%). Cette modification de la répartition entre les doigts est probablement due à une attitude de protection vis-à-vis des sites affectés par l'arthrose. En effet, l'analyse radiographique (Figure 5.1) montrent que l'articulation DIP de l'index fait partie des sites les plus sévèrement atteints, les douleurs expérimentées par cette patiente ont pu l'amener à cesser d'exercer des forces importantes avec l'index afin d'améliorer son confort. Cette attitude de protection s'observe également pour la répartition de forces dans la main où les zones les plus impliquées sont la base du majeur et la phalange distale de l'auriculaire qui correspondent à des zones où l'arthrose est peu évoluée. La patiente A02 présentait également certaines différences dans la distribution de la force de préhension par rapport au groupe contrôle même si ces différences sont moins marquées. En effet, l'implication de l'auriculaire était faible, le pouce était chargé de manière plus distale et l'index de manière plus proximale. Encore une fois, les zones fortement impliquées étaient moins affectées par l'arthrose. Nous observons donc chez ces deux patientes des adaptations différentes de leur technique de préhension qui semblent être associées à leurs affections arthritiques spécifiques. Par exemple, le fait que la patiente A02 présente une configuration plus proche des sujets du groupe contrôle pourrait s'expliquer par le fait qu'elle souffre d'affections sévères de l'ensemble des articulations DIP et PIP. Cette affection globale de la main de la patiente A02 ne lui a peut-être pas permis d'adapter sa configuration de préhension de manière aussi radicale que la patiente A01, qui était plus spécifiquement affectée au niveau de certaines DIP. Quelles que soient les raisons de ces adaptations, on peut déjà constater que le protocole de mesure développé pour le power grip permet de caractériser l'influence de la pathologie sur les capacités de chaque patiente. Au niveau clinique, les

handicaps fonctionnels sont souvent évalués à l'aide de tests empiriques (serrer la main par exemple) et/ou de questionnaires autoévalués sur les tâches du quotidien tel que le questionnaire DASH (Annexe C) qui ne permettent pas une analyse quantifiée. Au contraire, les données apportées par notre protocole de mesure biomécanique fournissent des informations précises et quantifiées qui peuvent être réutilisables dans le processus de réhabilitation. Par exemple, puisque la patiente A01 semble présenter des adaptations très importantes de la préhension, le choix des interventions réalisées pourrait être orienté en priorité sur la restauration des fonctions de la main. En revanche, les adaptations de la patiente A02 étant moins importantes, la réduction des douleurs pourrait être prioritaire.

5.4.2 Forces internes et capacités musculaires

L'analyse des chargements internes et des capacités musculaires a permis de prolonger les constats réalisés au niveau des forces de préhension. Pour la patiente A01, les estimations du modèle au niveau de l'index indiquent que le muscle FDP, seul fléchisseur de l'articulation DIP, n'était pas sollicité durant la tâche de power grip ce qui a résulté en un chargement quasi-nul des articulations DIP et PIP de l'index. De même, au niveau du majeur, l'application de force au niveau proximal a engendré de faibles sollicitations des muscles extrinsèques FDP et EDC qui ont résulté en des chargements articulaires deux à trois fois plus faibles que la population contrôle. Ainsi, les adaptations observées chez la patiente A01 au niveau des forces externes ont bien une conséquence sur les chargements internes en soulageant particulièrement les articulations DIP et PIP et les muscles extrinsèques FDP et EDC. Les adaptations de la patiente A01 semblent donc bien liées à un soulagement des structures pouvant engendrer des douleurs au niveau de zones sévèrement affectées par l'arthrose. Néanmoins, il est à noter que l'articulation MCP de l'index était nettement plus chargée que celle de la population contrôle. Ainsi, la stratégie radicale adoptée par la patiente A01 pour protéger certaines zones semble donc engendrer des adaptations biomécaniques singulières.

De manière intéressante, les capacités musculaires de cette patiente semblent être liées à ces adaptations. En effet, au niveau des articulations MCP, on peut observer une diminution des capacités des muscles fléchisseurs et extenseurs extrinsèques qui est compensée par une augmentation des capacités des muscles intrinsèques. Les muscles

intrinsèques, qui sont fléchisseurs de MCP et extenseurs des articulations PIP et DIP, pourraient ainsi permettre de pallier le manque de capacités des extrinsèques autant du côté des fléchisseurs que des extenseurs. Il semblerait donc que la patiente A01 utilise cette particularité des intrinsèques pour pouvoir produire de la force tout en réduisant ses douleurs articulaires, amenant ainsi au cours du temps à un développement de leur capacité. Cette hypothèse semble être confirmée par l'application de force avec la base du doigt observée durant la tâche de power grip, notamment pour le majeur, qui correspond bien à la fonction des intrinsèques. On observe ainsi un lien étroit entre les coordinations au niveau des forces externes et les capacités musculaires de la patiente. Ces résultats illustrent parfaitement l'intérêt de la redondance musculaire qui permet une adaptabilité non seulement aux contraintes associées à la tâche, mais également aux modifications du système musculo-squelettique de l'individu, ici causée par la pathologie. Dans la perspective d'une intervention chirurgicale, l'ensemble des paramètres biomécaniques exposés ci-dessus est à prendre en compte. En effet, les déséquilibres et réorganisation musculaire observés qui permettent probablement à la patiente de réduire les douleurs à certains endroits pourraient s'avérer délétères pour d'autres. Ainsi, pour la patiente A01, outre les objectifs en termes de fonctionnalité et de douleurs, il semble important d'envisager un moyen de réduire la sollicitation importante de l'articulation MCP et des intrinsèques afin de ne pas engendrer d'autres troubles musculo-squelettiques. Plus généralement, les adaptations importantes observées pour cette patiente indiquent que le programme de réhabilitation suivant l'opération devrait intégrer un réajustement des capacités musculaires et des coordinations de préhension.

En comparaison avec la patiente A01, les forces internes et les capacités musculaires de la patiente A02 présentaient moins de singularités. En particulier, hormis quelques différences ponctuelles (FDP de l'index, UI du majeur), les niveaux de sollicitations des muscles étaient similaires à ceux de la population contrôle. Ainsi, bien que les affections dont la patiente A02 aient engendré une perte importante de force de préhension, elles ont peu influencé les distributions de forces musculaires. De même, les capacités musculaires sont très faibles par rapport à la population contrôle mais les proportions restent similaires. En comparant ces résultats avec ceux de la patiente A01, on constate que les objectifs des interventions pour la patiente A02 devraient être

sensiblement différents. En particulier, les adaptations biomécaniques observées pour la patiente A02 suggère qu'une intervention articulaire seule pourrait améliorer les choses.

Bien évidemment, les données biomécaniques que nous fournissons à l'expérimentation, le modèle biomécanique et l'évaluation des capacités musculaires ne se substituent pas aux diagnostics cliniques et doivent être combinées avec d'autres informations spécifiques telles que l'imagerie médicale ou l'historique des activités et des pathologies. Certains facteurs individuels pourraient participer à l'explication des résultats discutés ci-dessus. Par exemple, pour la patiente A01, hormis l'arthrose sévère aux articulations DIP d'autres affections peuvent justifier les adaptations observées. Son arthrodèse de l'articulation TMC ainsi que les affections des autres articulations du pouce peuvent par exemple avoir participé à la modification de la répartition de forces de préhension. En effet, la répartition entre les doigts longs dépend directement des conditions d'application de force au niveau du pouce ([Zatsiorsky & Latash, 2008](#)) qui, ici, ont pu être influencées par les affections et les douleurs de la patiente. Par ailleurs, il est à noter que la patiente A01 présente un cal vicieux au niveau du poignet survenu à la suite d'une fracture des deux os de l'avant-bras. Cette surépaisseur osseuse a pu affecter les capacités de production de force des fléchisseurs extrinsèques et renforcer les besoins d'adaptation de la patiente, notamment l'utilisation des muscles intrinsèques pour la production de force. Concernant la patiente A02, celle-ci envisage une intervention au niveau de l'articulation TMC afin de réduire les douleurs expérimentées au quotidien. Il est donc envisagé que cette patiente réalise une deuxième fois les deux protocoles afin de recueillir une base de données post-opératoire et de quantifier les adaptations suite à l'intervention. La comparaison des données obtenues par le protocole et le modèle avant et après l'opération représente en effet un moyen objectif et quantifié d'évaluer l'intervention réalisée.

Comme nous l'avons déjà évoqué, les caractéristiques du groupe contrôle, composé uniquement d'hommes jeunes et sains, limitent la comparaison de leurs données avec celles des femmes âgées et affectées d'arthroses. De même, comme le nombre de sujets dans la population contrôle était relativement faible, les estimations du modèle durant la tâche de power grip présentent des écarts types importants et il est donc difficile d'identifier précisément à quel point les patientes s'éloignent de ce profil « normal ». Cette limite met en avant la nécessité d'analyser un nombre plus important de sujets aux

profils variés (jeunes, âgés, féminins, masculins, sains, pathologiques) afin de réunir une base de données normative pouvant servir à la comparaison des patients individuellement étudiés.

Concernant la modélisation, bien que le modèle soit mis à l'échelle en termes de capacités de production de force, il se peut que d'autres aspects du modèle doivent être ajustés pour l'étude de patients atteints d'arthrose. En particulier, l'arthrose peut modifier de manière importante les propriétés géométriques du système musculo-squelettique telles que les dimensions des os et des surfaces articulaires ainsi que les bras de levier musculaires. Dans notre modèle, seules les dimensions de l'os sont mises à l'échelle en utilisant la longueur de la main. Pour l'étude de l'arthrose, il serait intéressant d'établir des modèles précis des géométries osseuses prenant en compte les spécificités individuelles. Ce type d'approche permettrait notamment de réaliser des simulations à l'aide de la méthode des éléments finis afin de caractériser les chargements dans les os et les articulations au niveau local. De plus, le niveau élevé de chargement de l'articulation MCP de l'index estimé pour la patiente A01 résulte principalement des actions passives des ligaments. Ce niveau élevé de participation passive a été engendré par la posture adoptée par la patiente qui présentait une articulation MCP fortement en adduction et qui a engendré une forte élongation des ligaments. Néanmoins, il est peut être nécessaire d'ajuster ce modèle pour les personnes arthrosiques qui présentent des déformations de l'articulation et des caractéristiques de raideurs particulières. Il serait donc intéressant d'identifier si la pathologie affecte de manière conséquente la raideur des articulations. Des protocoles de mesure in vivo des raideurs globales tels que celui de [Domalain *et al.* \(2010\)](#) pour l'articulation TMC et [Qin *et al.* \(2010\)](#) pour l'index pourraient être employés pour comparer des sujets sains et pathologiques. En plus d'informations cliniques cruciales, ces données pourraient être intégrées dans le modèle biomécanique afin d'améliorer l'estimation des forces musculaires.

5.4.4 Conclusions

Cette étude démontre que les méthodes de mesure expérimentale et de modélisation développées dans ce travail de thèse fournissent des informations permettant de caractériser comment l'arthrose influence les capacités individuelles de patients. En particulier, les adaptations observées à l'aide des variables mesurées et estimées étaient

cohérentes avec les affections spécifiques des patientes. Du point de vue clinique, ces données biomécaniques ont permis de quantifier les handicaps et sont interprétables concrètement pour définir des objectifs de traitement et de réhabilitation spécifiques à chaque patient. L'aspect quantitatif des méthodes développées pourrait également représenter un outil d'évaluation de l'efficacité des techniques de traitement en menant des analyses longitudinales incluant une mesure préopératoire et mesures postopératoires à plusieurs mois d'intervalle.

6. DISCUSSION GENERALE ET PERSPECTIVES

L'arthrose de la main est un problème de santé majeur dans nos sociétés. La destruction progressive des articulations provoquée par la pathologie engendre des douleurs aiguës et des pertes de fonctions au niveau de la main qui sont dramatiques pour la vie quotidienne des personnes affectées. Malheureusement, contrairement à d'autres articulations du corps humain, les moyens de traitement de l'arthrose de la main demeurent, à l'heure actuelle, très peu satisfaisants. Malgré ces constats, la compréhension de cette pathologie reste limitée et de nombreuses interrogations restent en suspens. En particulier, les liens entre les chargements mécaniques des articulations et le risque d'arthrose de la main établis lors d'études cliniques ne sont pas expliqués et restent au niveau du constat. En effet, du fait de la complexité biomécanique de la main et de l'impossibilité de mesure directe des forces internes, il existe actuellement un manque de données concernant les chargements articulaires dans les doigts qui empêche une compréhension complète de cette pathologie. Face à ce problème, la modélisation musculo-squelettique représente quasiment l'unique alternative afin d'estimer les forces internes bien que celle-ci soit perfectible et nécessite des améliorations. Mon travail de thèse a consisté à développer une modélisation biomécanique de la main et des protocoles de mesures de la préhension dans le but d'améliorer notre compréhension de l'arthrose du point de vue biomécanique. Ainsi, les conclusions de ce travail peuvent donc être appréciées de deux points de vue : celui de l'arthrose de la main et celui de la modélisation biomécanique.

6.1 L'ARTHROSE DE LA MAIN

Les études présentées dans ce document montrent que la modélisation et les méthodologies de mesures biomécaniques développées durant ce travail doctoral présentent deux intérêts majeurs pour l'étude de l'arthrose. En premier lieu, ils permettent de clarifier les liens entre l'arthrose et le chargement mécanique des articulations en fournissant notamment des informations quantifiées sur les facteurs de risques (Chapitre 3) de cette pathologie. En second lieu, les données obtenues par ces outils ont également un intérêt concret pour les cliniciens afin de caractériser les

conséquences et handicaps engendrés par cette pathologie et donc d'améliorer les moyens de réhabilitation des capacités de préhension des patients (Chapitre 5).

6.1.1 Liens entre arthrose de la main et chargement mécanique

Dans le chapitre 3, le modèle de la main et le protocole de mesure de la préhension ont été employés pour étudier les facteurs de risques mécaniques d'arthrose associés aux tâches de préhension et aux différentes articulations. Deux types de préhension ont été particulièrement étudiés: le power grip qui implique les cinq doigts et la paume, généralement utilisé pour des tâches puissantes, et le pinch grip qui implique la pulpe de l'index et du pouce, généralement utilisé pour des tâches de précision. Les estimations du modèle, notamment en termes de chargements articulaires, ont permis d'apporter une explication quantifiée aux risques d'arthrose élevés associés au pinch grip. Compte tenu des niveaux de chargements articulaires estimés par le modèle lors de cette préhension, il n'est plus surprenant que les personnes l'utilisant de manière intensive, comme par exemple les couturières ou les dentistes, soient plus exposés à des troubles musculo-squelettiques comme l'arthrose. Au travers d'études complémentaires, les données biomécaniques fournies par le modèle pourraient permettre d'améliorer la prévention des pathologies et l'ergonomie des outils associés au pinch grip. En particulier, les moyens actuels utilisés par les ergonomes pour quantifier les risques de troubles musculo-squelettiques au travail sont principalement fondées sur l'analyse, parfois seulement qualitative, des positions articulaires, des charges soulevées ou des activités musculaires (Freivalds, 2004). Comme expliqué de manière extensive au chapitre 1, ces données périphériques à elles seules ne suffisent pas à évaluer les niveaux de sollicitations des muscles et des articulations. Les estimations du modèle musculo-squelettique de la main et des méthodes développées pourraient répondre à ce manque en étant mis en œuvre lors d'études ergonomiques et en traduisant ensuite les données obtenues en termes de consignes et recommandations. Par exemple, il serait possible de définir précisément des niveaux d'intensités ou de fréquence de répétition à ne pas dépasser pour protéger au mieux les articulations de la main lors d'une journée de travail. De même, dans la lignée des travaux de Vigouroux *et al.* (2011a), l'ergonomie associée au pinch grip pourrait être fortement améliorée en employant le modèle pour caractériser l'influence des propriétés des outils telles que leur taille, leur forme ou leur poids sur les niveaux de chargements articulaires. Ainsi, au-delà de la compréhension

des mécanismes de déclenchement de l'arthrose de la main, les outils de mesure et de modélisation biomécanique peuvent être intégrés dans les démarches de prévention des troubles musculo-squelettiques et de conception d'outils.

La modélisation de la main développée a également permis l'analyse des risques spécifiques aux articulations. En particulier, les données estimées ont clarifié la prévalence élevée d'arthrose au niveau de l'articulation TMC (rhizarthrose). Similairement aux propositions faites pour le pinch grip, le modèle pourrait être utilisé dans le but de concevoir des outils et des recommandations permettant de soulager cette articulation et de réduire les risques de pathologie. Néanmoins, en contradiction avec les observations cliniques, les chargements mécaniques des articulations DIP ne semblaient pas indiquer un risque important d'endommagement alors qu'elles font partie des articulations les plus fréquemment touchées. Il apparaît donc que certaines hypothèses du modèle et les estimations obtenues ne permettent pas de rendre compte des spécificités de ces articulations. Du point de vue mécanique, les formes géométriques des surfaces articulaires et le comportement mécanique local en termes de déformation et de contraintes ne sont actuellement pas pris en compte par le modèle mais pourraient avoir un rôle prépondérant dans le développement de l'arthrose. L'analyse de ces paramètres pourrait par exemple indiquer qu'en comparaison avec d'autres articulations, les articulations DIP sont soumises à des pics de pressions locaux qui les exposent plus à l'usure et l'endommagement. Un moyen d'aborder ces aspects est la modélisation biomécanique fondée sur la méthode des éléments finis. Cette méthode permet de prendre en compte la géométrie complexe des os, généralement obtenue à partir de clichés d'imagerie médicale, et de simuler leur comportement mécanique à partir de contraintes externes. Pour aller plus loin dans notre compréhension de l'arthrose, il faut donc envisager de développer une modélisation de ce type pour la main et de la combiner avec les données estimées par le modèle musculo-squelettique déjà développé, comme certaines études l'ont déjà fait pour le membre inférieur (Besier *et al.*, 2005; Halloran *et al.*, 2009). En effet, cette combinaison des deux approches de modélisation permettrait de caractériser la distribution précise des pressions dans les articulations des doigts en fonction des niveaux de forces musculaires ou articulaires déjà estimés. Il serait ainsi possible de vérifier si les propriétés géométriques et mécaniques des articulations DIP l'exposent effectivement à un risque plus élevé d'arthrose. Néanmoins, au-delà de l'usure

mécanique de l'articulation, il est également possible que d'autres facteurs puissent expliquer la prévalence élevée de l'arthrose de l'articulation DIP dans la population générale. Par exemple, l'arthrose semble se développer plus fréquemment chez les femmes que chez les hommes (Caspi *et al.*, 2001; Zhang *et al.*, 2002) ce qui indique de potentiels facteurs hormonaux. Spector *et al.* (1996) ont par ailleurs observés plus de différences dans le développement d'arthrose dans la main entre des jumeaux dizygotes qu'entre des jumeaux monozygotes ce qui suggère donc une prédisposition génétique. Quoiqu'il en soit, même si l'arthrose ne résulte pas uniquement des chargements mécaniques, le développement d'outils permettant de les évaluer reste indispensable à la clarification de leur implication quant au développement de cette pathologie.

Dans la perspective d'approfondir cette compréhension des facteurs de risques d'arthrose du point de vue biomécanique, le modèle devrait par ailleurs être employé pour analyser de plus grands échantillons de population. Tout d'abord, l'utilisation du modèle avec un grand nombre de sujets présentant différentes caractéristiques d'âge, de sexe, d'anthropométrie ou d'ethnie permettrait d'affiner notre compréhension des chargements et de pouvoir comparer les données d'un individu par rapport à celles moyennes du groupe auquel il appartient. Par ailleurs, des études longitudinales permettraient de mieux identifier des facteurs de risques individuels en comparant les données de personnes développant progressivement de l'arthrose avec celles qui conservent des articulations non-pathologiques. Par exemple, certaines personnes pourraient présenter une coordination de préhension ou des capacités musculaires singulières qui l'expose plus à l'arthrose que d'autres. A long terme, l'identification de tels facteurs chez un individu permettrait d'intervenir plus rapidement et de proposer des programmes de rééducation et des recommandations sur les activités quotidiennes afin de prévenir ou de ralentir la dégénérescence arthrosique de l'articulation.

6.1.2 La modélisation biomécanique en tant qu'outil clinique

Le Chapitre 5 fournit une illustration concrète des intérêts pour les cliniciens à employer la modélisation musculo-squelettique. Dans ce chapitre, les outils méthodologiques développés dans ce document ont été mis en œuvre afin d'étudier les conséquences biomécaniques de l'arthrose chez deux patientes. Il a été ainsi possible de quantifier leurs capacités musculaires et leurs capacités de préhension en utilisant respectivement la méthode d'individualisation et la modélisation de la main combinée

au protocole du power grip. Les nombreuses données ainsi obtenues ont permis de caractériser à de multiples niveaux (forces externes, forces internes, capacités musculaires) les adaptations des deux patientes face à leurs affections respectives offrant ainsi une vision détaillée de leurs handicaps. Au niveau clinique, la modélisation musculo-squelettique de la main pourrait donc représenter un outil précieux pour définir des priorités individuelles au niveau des interventions chirurgicales et des programmes de réhabilitation. Malheureusement, la difficulté de mise en place et la durée de ces protocoles empêchent, à l'heure actuelle, de les employer comme un examen supplémentaire pour chaque patient. Nos dispositifs seraient donc plus adaptés pour étudier des cas particuliers nécessitant des analyses approfondies pour la prise de décision médicale. Dans la perspective de développer cet aspect pratique, il faut envisager de simplifier les protocoles, à l'aide d'hypothèses ou de données normatives, et de concevoir une version « logicielle » du modèle avec des interfaces qui faciliteraient leur utilisation en environnement clinique. Plus directement, le modèle de la main et les protocoles déjà développés pourraient être employés pour évaluer l'efficacité d'une intervention chirurgicale à restaurer les fonctions de préhension d'un patient en comparant les données biomécaniques avant l'opération et tout au long des mois qui suivent.

6.2 MODELISATION BIOMECHANIQUE DE LA MAIN ET PREHENSION

Afin de développer un outil permettant l'étude de l'arthrose, le développement du modèle musculo-squelettique de la main s'est fait en plusieurs temps. Le premier constat a été que les modèles existant dans la littérature représentaient uniquement un ou plusieurs doigts et ne permettaient donc pas une compréhension complète de la préhension. Ainsi, ma démarche a tout d'abord été de développer un modèle complet de la main incluant les cinq doigts et le poignet ainsi qu'un protocole expérimental pour mesurer des données d'entrée de cinématique et de force pour la main entière. Ces méthodologies ont d'abord été mises en œuvre pour étudier une tâche de power grip et ont permis d'estimer, pour la première fois dans la littérature, l'ensemble des forces musculaires et articulaires lors de la manipulation d'un manche à partir de données expérimentales lors de performances réelles. Ainsi, même si ces données n'ont pas

apportés d'éléments directs pour la compréhension de l'arthrose, l'élaboration et la mise en place d'une telle méthodologie représente donc déjà un avancement majeur concernant la biomécanique de la préhension et la modélisation musculo-squelettique. De plus, au-delà des données obtenues, cette démarche a soulevé deux points importants pour la modélisation : l'estimation de la co-contraction et l'individualisation des capacités de production de force musculaire.

6.2.1 Estimation de la co-contraction des extenseurs

Contrairement à la majorité des modèles précédents, la modélisation biomécanique de la main développée dans ce travail permet d'estimer un niveau de co-contraction physiologique des extenseurs des doigts sans nécessiter l'utilisation de données EMG. En effet, l'estimation de cette activité antagoniste est, la plupart du temps, problématique car elle ne trouve pas de sens mécanique ou physiologique du point de vue des critères utilisées pour résoudre la redondance musculaire. Afin de pallier cette limitation, des méthodes de résolutions prenant en compte les informations EMG ont été proposées (Amarantini & Martin, 2004; Gagnon *et al.*, 2001; Rao *et al.*, 2009; Vigouroux *et al.*, 2007). En anticipation à cela, les activités EMG de certains muscles antagonistes ont été enregistrées au cours de nos expérimentations. Néanmoins, l'usage de ces données sous la forme de contraintes, suivant les travaux de Vigouroux *et al.* (2007), n'a pas apporté d'informations complémentaires par rapport au niveau de co-contraction déjà été estimé par le modèle. Comme nous l'avons déjà discuté dans la partie 2.3, cette quantification « mécanique » de la co-contraction est liée aux muscles pluri-articulaires et à l'ajout de degrés de liberté dans les modèles biomécaniques (Jinha *et al.*, 2006; Paclet & Quaine, 2012). Il est cependant nécessaire de préciser que, au-delà de cet aspect d'équilibre mécanique, le niveau de co-contraction peut également être influencé par des facteurs individuels tels que l'état de fatigue musculaire et/ou psychologique qui peuvent être identifiés seulement à l'aide de l'EMG. Si ces aspects devaient être pris en compte dans notre modèle de la main, une amélioration du modèle musculaire serait nécessaire afin que l'EMG représente une source d'information utile au modèle.

L'ajout dans le modèle des équations d'équilibre du poignet, mobilisé par les muscles extrinsèques, a permis de montrer de manière quantifiée que les extenseurs du poignet sont mécaniquement nécessaires lors de la préhension, bien qu'ils soient antagonistes. Sans cette co-contraction, à chaque action de préhension, notre poignet se

fléchirait au maximum, empêchant tout mouvement coordonné. Ce résultat illustre un rôle original de la co-contraction. En effet, ce phénomène physiologique est généralement associé au contrôle et à la précision du mouvement ainsi qu'à la protection des articulations. Bien que les muscles extenseurs de la main et du poignet remplissent ces fonctions lors de certaines tâches, telles que l'appui sur un bouton ou les mouvements non-préhensiles de la main, leur rôle change fondamentalement lors de la préhension à cause des contraintes d'équilibre mécanique de l'objet et du poignet. Du point de vue du contrôle moteur, cette double fonction des extenseurs de la main représente un paradigme novateur pour étudier la façon dont le système nerveux central gère les niveaux de co-contraction. En effet, le fait de pouvoir sélectionner par avance, au travers de la tâche, le rôle que vont remplir les antagonistes représente un avantage considérable. Par exemple, à l'image des études évaluant la cohérence entre signaux physiologiques ([Danna-Dos Santos et al., 2010](#); [Poston et al., 2010](#)), il serait possible d'analyser les similitudes entre des signaux EMG de muscles agonistes et antagonistes pour déterminer si les deux fonctions des extenseurs sont associées à différents types de commandes nerveuses. À terme, de telles études permettraient de faire émerger de nouvelles théories de contrôle neuromusculaire qui pourraient être testées à l'aide de modèles musculo-squelettiques. Dans une perspective plus précise, ces nouvelles connaissances pourraient être utilisées en tant que critères d'optimisation pour la résolution du problème de redondance musculaire.

La clarification de cette co-contraction antagoniste non seulement améliore notre connaissance fondamentale de la biomécanique de la main et du corps humain en général mais explique également la fréquence élevée de troubles musculo-squelettiques des extenseurs, tels que le tennis elbow. En effet, du fait de leur nécessité mécanique, les extenseurs peuvent être sollicités à des niveaux similaires à ceux des fléchisseurs. De plus, comparé aux fléchisseurs, les extenseurs ont des capacités de production de force plus faibles ce qui signifie que, pour un même niveau de contraction, ils sont plus proches de leur capacité maximale et sont donc plus exposés à des troubles et à des blessures. Cette faiblesse s'explique notamment par le fait que les extenseurs sont peu utilisés en tant qu'agonistes au quotidien et sont rarement entraînés de manière indépendante. Ainsi, deux pistes sont envisageables pour soulager cette surcharge des extenseurs : adapter leur niveau de co-contraction en modifiant l'ergonomie des outils ou ajuster leurs capacités en concevant des programmes d'entraînements ou de

réhabilitation de ces muscles. La première piste a déjà été initiée au travers d'études en collaboration avec Jérémy Rossi où le modèle musculo-squelettique de la main élaboré dans ce travail a été utilisé afin d'investiguer les liens entre l'ergonomie des manches d'outils et les chargements musculaires. Une première étude a montré que le diamètre de la raquette de tennis avait une influence importante sur la sollicitation des extenseurs et que le choix d'une taille de manche en correspondance avec la taille de la main pourrait faciliter la réduction du stress de ces muscles (Rossi *et al.*, 2014). Une autre étude en révision avec *Journal of Applied Biomechanics*, montre que les propriétés de formes et de section des manches représentent également un moyen d'adapter le niveau de co-contraction des extenseurs ce qui donne des pistes pour l'amélioration de l'ergonomie des manches. Ces études indiquent clairement que la modélisation biomécanique de la main et les protocoles expérimentaux développés dans ce travail peuvent être mis au profit des ergonomes afin d'élaborer des manches d'outils pour la prévention des troubles musculo-squelettiques associés à la prehension.

6.2.2 Individualisation des capacités musculaires

L'utilisation du modèle biomécanique de la main développée avec des données d'entrées individuelles pour chacun des sujets a néanmoins soulevé les limitations actuelles dans la façon de modéliser les capacités de production de force musculaire. En particulier, les données anthropométriques mesurées sur cadavres utilisées pour estimer les capacités des sujets ont dû être ajustées car elles étaient trop faibles pour équilibrer les forces qu'ils ont réellement appliquées. De plus, ces données moyennes ne permettent pas de rendre compte des singularités des capacités musculaires résultant par exemple d'adaptations face à l'arthrose. Afin que le modèle fournisse des estimations plus réalistes et qu'il puisse être employé pour l'étude de populations présentant une musculature particulière, une méthode d'individualisation des paramètres musculaires a donc été élaborée. Sur la base de mesures lors d'une série de contractions maximales volontaires, les PCSA et le σ_{max} , ont été ajustés pour chaque sujet afin que les capacités du modèle soient en accord avec les performances qu'ils ont effectivement réalisées. Les ajustements ainsi réalisés étaient cohérents avec l'historique d'activités et de pathologie des sujets et ont effectivement permis d'ajuster les estimations du modèle. Du point de vue de la modélisation, les données obtenues pour la population contrôle peuvent être réutilisées dans de futures modélisations de la

main ou du poignet en tant que « correction » des données anthropométriques de la littérature. Par ailleurs, la méthodologie peut également être employée en elle-même pour caractériser de manière quantifiée les capacités musculaires de sujets. Précédemment, ces capacités ont été évaluées à l'aide soit de données de moments nets (Delp *et al.*, 1996; Holzbaur *et al.*, 2007a), ce qui néglige les aspects de co-contraction, soit de procédures combinant mesures en laboratoire et imagerie médicale qui sont très lourdes à mettre en œuvre et ne permettent de caractériser qu'un nombre très limité de muscles (Infantolino & Challis, 2014; Maganaris *et al.*, 2001; O'Brien *et al.*, 2010). Ici, en enregistrant le moment net ainsi que les activités EMG de quelques muscles au cours de 18 tâches de contraction maximale volontaire, les capacités de l'ensemble des groupes musculaires de la main et du poignet peuvent être caractérisées. Des études en cours de publication utilisent cet aspect de la méthode d'individualisation pour investiguer les adaptations des capacités musculaires résultant de la pratique de l'escalade (article en révision avec *European Journal of Applied Physiology*) et du tennis (en cours de rédaction). Ces connaissances sont essentielles car elles pourront permettre de mieux comprendre les pathologies spécifiques à ces activités et d'élaborer des programmes d'entraînement et de réhabilitation de manière plus objective.

Cependant, même avoir pris en compte les capacités maximales réelles des sujets, notre modélisation de la main néglige encore certains aspects importants de la contraction musculaire. En effet, pour une représentation plus aboutie, il serait nécessaire de considérer les relations force-longueur et force-vitesse décrites par Hill (1938) puis adaptées par Zajac (1989). L'intégration de ces aspects permettrait d'améliorer l'estimation des forces musculaires à partir de l'EMG et de prendre en compte les aspects physiologiques de la co-contraction dont nous avons parlé précédemment. De plus, ces améliorations seraient intéressantes pour réaliser des simulations en dynamique directe du modèle de la main. Ces simulations consistent à étudier le comportement du modèle en lui fournissant des données d'activités musculaires en entrée. Ce type d'analyse permet notamment de tester des hypothèses sur la façon dont le système nerveux central commande le système musculo-squelettique (Anderson & Pandy, 2001; Gonzalez *et al.*, 1999; Sancho-Bru *et al.*, 2003). Malheureusement, du fait de la complexité intrinsèque de la biomécanique des doigts, très peu d'études ont étudié les relations force-longueur et force-vitesse au niveau de la main. Dans la perspective d'inclure ces relations à notre modèle et d'améliorer la

connaissance de ce phénomène, nous avons engagé une série de mesures afin d'étudier la relation force-longueur de certains muscles des doigts longs.

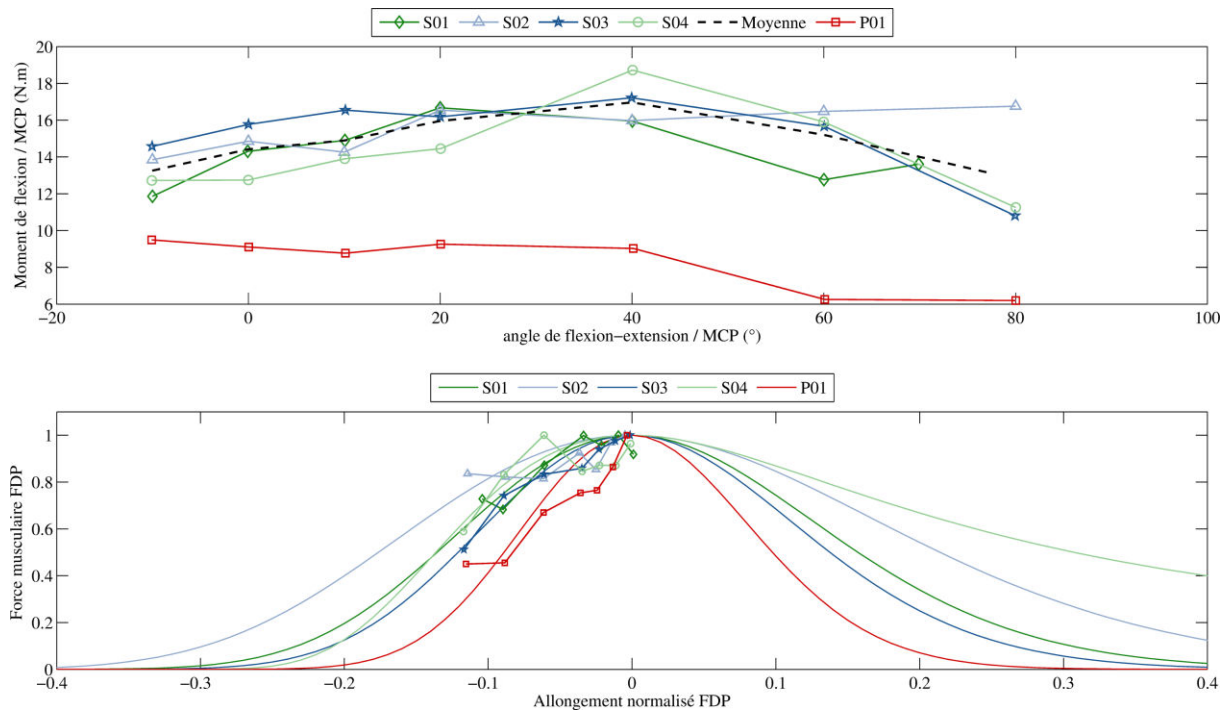


Figure 6.1 - Résultats préliminaires de la méthode d'individualisation des paramètres de la relation force-longueur. A: courbes moment-angle mesurées pour les articulations MCP. B: relations force-longueur individualisées pour chaque sujet en fonction des performances réalisées. Le sujet P01 est affecté d'arthrogrypose au niveau de articulations de la main et présente donc une faiblesse générale des doigts. Les sujets S01-S4 sont des sujets jeunes sains et ne pratiquant pas d'activités spécifiques au niveau de la main.

A partir des travaux déjà réalisés, une méthode d'individualisation des paramètres de la relation force-longueur pour le muscle FDP a été développée et testée sur 5 sujets. Sur le même ergomètre isocinétique, chaque sujet a produit une série de moments de flexion maximaux pour différentes angulations des articulations MCP et du poignet. Les relations moment-angle individuelles ainsi obtenues ont ensuite été employées pour déterminer pour chaque sujet les paramètres de la relation force-longueur du muscle FDP. Pour cela, nous avons utilisé une procédure de régression des moindres carrés qui ajuste les paramètres d'une relation force-longueur théorique issue de la littérature (Kaufman *et al.*, 1989; Otten, 1987) aux données expérimentales. Les résultats de cette étude préliminaire, illustrés dans la Figure 6.1, ont permis de constater que, malgré des courbes moment-angle similaires, les relations force-longueur individuelles des sujets étaient assez différentes. La perspective de cette étude serait, à la manière de la méthode présentée au Chapitre 5, de développer une méthode d'individualisation des paramètres

de force-longueur des cinq groupes musculaires de la main. Au-delà des améliorations pour la modélisation musculo-squelettique, les données fournies par ce protocole permettrait de mieux comprendre les aspects ergonomiques de la préhension concernant la posture et la taille des objets. Enfin, la meilleure connaissance des relations force-longueur au niveau de la main pourrait participer à l'amélioration d'interventions chirurgicales, telles que les transferts tendineux, pour lesquelles les liens entre l'anthropométrie et les capacités de production de force des muscles sont cruciaux.

6.3 CONCLUSIONS

Ce travail de thèse avait pour but d'améliorer la modélisation musculo-squelettique de la main et de développer de nouvelles méthodes afin d'obtenir des informations d'intérêt pour la compréhension, la prévention et le traitement de l'arthrose. La poursuite de ces objectifs nous a permis de relever plusieurs défis actuels de la biomécanique et d'améliorer nos connaissances dans différents domaines du mouvement humain. Malgré certaines limitations, nos outils de modélisation et d'expérimentation ont répondu à nos objectifs vis-à-vis de l'arthrose en clarifiant des facteurs de risques mécaniques et en caractérisant les handicaps et adaptations spécifiques de deux patientes. Enfin, la modélisation développée et les données estimées ont apporté un nouveau regard sur la biomécanique et le contrôle moteur de la préhension qui pose, encore à ce jour, de nombreuses questions bien qu'elle soit l'une des fonctions les plus primordiales chez l'homme. Il est notamment incroyable que nous puissions la pratiquer aussi naturellement au quotidien lorsque l'on considère la complexité du problème de mécanique qu'elle représente pour le système nerveux central. La mise en œuvre de la modélisation musculo-squelettique, qui traduit cette complexité mécanique, dans l'étude du contrôle neuromusculaire de la préhension apparaît comme l'une des clés permettant d'appréhender cette faculté fascinante de l'homme. L'« énigme » scientifique que représente la préhension est sans doute le sujet le plus passionnant qui m'ait été permis d'étudier et qui continue à me stupéfier jour après jour.

BIBLIOGRAPHIE

- Aldien, Y., Welcome, D., Rakheja, S., Dong, R., Boileau, P.-E., 2005. Contact pressure distribution at hand-handle interface: role of hand forces and handle size. *International Journal of Industrial Ergonomics* 35, 267–286.
- Alexander, C.J., 2004. Idiopathic osteoarthritis: time to change paradigms? *Skeletal Radiology* 33, 321–324.
- Alexander, C.J., van Puymbroeck, E., 1994. Relation between the finger positions used in the precision and partial power grips and the regional prevalence of osteoarthritis. *Skeletal Radiology* 23, 449–453.
- Alizadehkhayyat, O., Fisher, A.C., Kemp, G.J., Vishwanathan, K., Frostick, S.P., 2007. Upper limb muscle imbalance in tennis elbow: a functional and electromyographic assessment. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 25, 1651–1657.
- Amarantini, D., Martin, L., 2004. A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics* 37, 1393–1404.
- Amis, A.A., 1987. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. *Journal of Biomedical Engineering* 9, 313–320.
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2001. Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 123, 381–390.
- An, K.N., Chao, E.Y., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., 1985. Forces in the normal and abnormal hand. *Journal of Orthopaedic Research* 3, 202–211.
- An, K.N., Ueba, Y., Chao, E.Y., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., 1983. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of Biomechanics* 16, 419–425.
- Aptel, M., Cail, F., Aublet-Cuvelier, A., 2011. Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur - Guide pour les préventeurs (Brochure No. ED 957). Édition INRS.
- Arden, N., Nevitt, M.C., 2006. Osteoarthritis: Epidemiology. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 20, 3–25.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., et al., 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34, 859–871.
- Besier, T.F., Gold, G.E., Beaupré, G.S., Delp, S.L., 2005. A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 37, 1924–1930.
- Bigland-Ritchie, B., Woods, J.J., 1984. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve* 7, 691–699.
- Blackwell, J.R., Kornatz, K.W., Heath, E.M., 1999. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Applied Ergonomics* 30, 401–405.
- Brand, P.W., Hollister, A., 1985. *Clinical mechanics of the hand*. Mosby.
- Brook, N., Mizrahi, J., Shoham, M., Dayan, J., 1995. A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical Engineering & Physics* 17, 54–63.
- Buchanan, T.S., 1995. Evidence that maximum muscle stress is not a constant: differences in specific tension in elbow flexors and extensors. *Medical Engineering & Physics* 17, 529–536.

- Buchholz, B., Armstrong, T.J., Goldstein, S.A., 1992. Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand. *Ergonomics* 35, 261–273.
- Buczek, F.L., Sinsel, E.W., Gloekler, D.S., Wimer, B.M., Warren, C.M., Wu, J.Z., 2011. Kinematic performance of a six degree-of-freedom hand model (6DHand) for use in occupational biomechanics. *Journal of Biomechanics* 44, 1805–1809.
- Burgar, C.G., Valero-Cuevas, F.J., Hentz, V.R., 1997. Fine-wire electromyographic recording during force generation. Application to index finger kinesiologic studies. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists* 76, 494–501.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait & Posture* 21, 186–196.
- Carpinella, I., Mazzoleni, P., Rabuffetti, M., Thorsen, R., Ferrarin, M., 2006. Experimental protocol for the kinematic analysis of the hand: Definition and repeatability. *Gait & Posture* 23, 445–454.
- Caspi, D., Flusser, G., Farber, I., Ribak, J., Leibovitz, A., Habot, B., et al., 2001. Clinical, radiologic, demographic, and occupational aspects of hand osteoarthritis in the elderly. *Seminars in Arthritis and Rheumatism* 30, 321–331.
- Cerveri, P., Lopomo, N., Pedotti, A., Ferrigno, G., 2005. Derivation of centers and axes of rotation for wrist and fingers in a hand kinematic model: methods and reliability results. *Annals of Biomedical Engineering* 33, 402–412.
- Cerveri, P., Momi, E.D., Marchente, M., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R.M.L., et al., 2008. In Vivo Validation of a Realistic Kinematic Model for the Trapeziometacarpal Joint Using an Optoelectronic System. *Annals of Biomedical Engineering* 36, 1268–1280.
- Chadwick, E.K.J., Nicol, A.C., 2001. A novel force transducer for the measurement of grip force. *Journal of Biomechanics* 34, 125–128.
- Chaisson, C.E., Zhang, Y., Sharma, L., Kannel, W., Felson, D.T., 1999. Grip strength and the risk of developing radiographic hand osteoarthritis: Results from the Framingham study. *Arthritis & Rheumatism* 42, 33–38.
- Chantelot, C., Wavreille, G., Remedios, C.D., Landejerit, B., Fontaine, C., Hildebrand, H., 2008. Intra-articular compressive stress of the elbow joint in extension: an experimental study using Fuji films. *Surgical and Radiologic Anatomy* 30, 103–111.
- Chao, E.Y., An, K.N., Cooney III, W.P., Linscheid, R.L., 1989. *Biomechanics of the hand: a basic research study*. World Scientific.
- Chao, E.Y., Opgrande, J.D., Axmear, F.E., 1976. Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *Journal of Biomechanics* 9, 387–396, IN2.
- Chèze, L., Dumas, R., Comtet, J.J., Rumelhart, C., Fayet, M., 2009. A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12, 277–282.
- Cholewicki, J., McGill, S.M., 1994. EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *Journal of Biomechanics* 27, 1287–1289.
- Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W., 1995. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: Towards development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics* 28, 321–331.

- Close, R.I., 1972. Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiological Reviews* 52, 129–197.
- Cole, K.J., 1991. Grasp Force Control in Older Adults. *Journal of Motor Behavior* 23, 251–258.
- Cooney, W., Chao, E., 1977. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 59, 27–36.
- Cooney, W., Lucca, M., Chao, E., Linscheid, R., 1981. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 63, 1371–1381.
- Crowninshield, R.D., Brand, R.A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics* 14, 793–801.
- Dahaghin, S., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Ginai, A.Z., Pols, H. a. P., Hazes, J.M.W., Koes, B.W., 2005. Prevalence and pattern of radiographic hand osteoarthritis and association with pain and disability (the Rotterdam study). *Annals of the Rheumatic Diseases* 64, 682–687.
- Danion, F., 2008. Grip Force Safety Margin in Rock Climbers. *International Journal of Sports Medicine* 29, 168–172.
- Danna-Dos Santos, A., Poston, B., Jesunathadas, M., Bobich, L.R., Hamm, T.M., Santello, M., 2010. Influence of fatigue on hand muscle coordination and EMG-EMG coherence during three-digit grasping. *Journal of Neurophysiology* 104, 3576–3587.
- Davy, D.T., Kotzar, G.M., Brown, R.H., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., K G Heiple, J., et al., 1988. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 70, 45–50.
- Degeorges, R., Parasie, J., Mitton, D., Imbert, N., Goubier, J.-N., Lavaste, F., 2004. Three-dimensional rotations of human three-joint fingers: an optoelectronic measurement. Preliminary results. *Surgical and Radiologic Anatomy* 27, 43–50.
- Delp, S.L., Grierson, A.E., Buchanan, T.S., 1996. Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Journal of Biomechanics* 29, 1371–1375.
- Dempsey, P.G., Ayoub, M.M., 1996. The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics* 17, 259–273.
- Dennerlein, J.T., Diao, E., Mote, C.D., Rempel, D.M., 1998. Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *Journal of Biomechanics* 31, 295–301.
- Dillon, C.F., Hirsch, R., Rasch, E.K., Gu, Q., 2007. Symptomatic Hand Osteoarthritis in the United States: Prevalence and Functional Impairment Estimates from the Third U.S. National Health and Nutrition Examination Survey, 1991-1994. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 86, 12–21.
- D’Lima, D.D., Patil, S., Steklov, N., Slamin, J.E., Colwell, C.W., 2005. The Chitranjan Ranawat Award: in vivo knee forces after total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 440, 45–49.
- Domalain, M., 2010. Modélisation biomécanique de la main pour l’estimation des contraintes du système musculo-squelettique lors de la préhension pouce-index (Doctorat). Aix Marseille 2.
- Domalain, M., Vigouroux, L., Berton, E., 2010. Determination of passive moment-angle relationships at the trapeziometacarpal joint. *Journal of Biomechanical Engineering* 132, 071009.

- Domalain, M., Vigouroux, L., Danion, F., Sevrez, V., Berton, E., 2008. Effect of object width on precision grip force and finger posture. *Ergonomics* 51, 1441–1453.
- Dominick, K.L., Jordan, J.M., Renner, J.B., Kraus, V.B., 2005. Relationship of radiographic and clinical variables to pinch and grip strength among individuals with osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism* 52, 1424–1430.
- Edgren, C.S., Radwin, R.G., Irwin, C.B., 2004. Grip force vectors for varying handle diameters and hand sizes. *Human Factors* 46, 244–251.
- Eksioglu, M., 2004. Relative optimum grip span as a function of hand anthropometry. *International Journal of Industrial Ergonomics* 34, 1–12.
- Enders, L.R., Seo, N.J., 2011. Phalanx force magnitude and trajectory deviation increased during power grip with an increased coefficient of friction at the hand-object interface. *Journal of Biomechanics* 44, 1447–1453.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A.J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics* 22, 131–154.
- Finni, T., Komi, P.V., Lepola, V., 2000. In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *European Journal of Applied Physiology* 83, 416–426.
- Flash, T., Hogan, N., 1985. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience* 5, 1688–1703.
- Fleming, B.C., Beynon, B.D., 2004. In Vivo Measurement of Ligament/Tendon Strains and Forces: A Review. *Annals of Biomedical Engineering* 32, 318–328.
- Fok, K.S., Chou, S.M., 2010. Development of a finger biomechanical model and its considerations. *Journal of Biomechanics* 43, 701–713.
- Fowler, N., Nicol, A., 2001. Functional and biomechanical assessment of the normal and rheumatoid hand. *Clinical Biomechanics* 16, 660–666.
- Freivalds, A., 2004. *Biomechanics of the Upper Extremities: Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries*. CRC Press.
- Gagnon, D., Larivière, C., Loisel, P., 2001. Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics* 16, 359–372.
- Garner, B.A., Pandy, M.G., 2003. Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Annals of Biomedical Engineering* 31, 207–220.
- Giurintano, D.J., Hollister, A.M., Buford, W.L., Thompson, D.E., Myers, L.M., 1995. A virtual five-link model of the thumb. *Medical Engineering & Physics* 17, 297–303.
- Goislard de Monsabert, B., Rossi, J., Berton, E., Vigouroux, L., 2012. Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. *Medicine and science in sports and exercise* 44, 1906–1916.
- Goislard de Monsabert, B., Visser, J.M.A., Vigouroux, L., Van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., 2014. Comparison of three local frame definitions for the kinematic analysis of the fingers and the wrist. *Journal of Biomechanics* 47, 2590–2597.
- Gonzalez, R.V., Abraham, L.D., Barr, R.E., Buchanan, T.S., 1999. Muscle activity in rapid multi-degree-of-freedom elbow movements: solutions from a musculoskeletal model. *Biological Cybernetics* 80, 357–367.
- Gordon, A.M., Forssberg, H., Johansson, R.S., Westling, G., 1991. Visual size cues in the programming of manipulative forces during precision grip. *Experimental Brain Research* 83, 477–482.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J., 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology* 184, 170–192.

- Gray, H., 1918. *Anatomy of the human body*, 20th ed. Lea & Febiger, Philadelphia.
- Greig, M., Wells, R., 2008. A systematic exploration of distal arm muscle activity and perceived exertion while applying external forces and moments. *Ergonomics* 51, 1238–1257.
- Hadler, N.M., Gillings, D.B., Imbus, H.R., Levitin, P.M., Makuc, D., Utsinger, P.D., et al., 1978. Hand structure and function in an industrial setting. *Arthritis and Rheumatism* 21, 210–220.
- Hägg, G., Milerad, E., 1997. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work — an electromyographic study. *Clinical Biomechanics* 12, 39–43.
- Halloran, J.P., Erdemir, A., van den Bogert, A.J., 2009. Adaptive Surrogate Modeling for Efficient Coupling of Musculoskeletal Control and Tissue Deformation Models. *Journal of biomechanical engineering* 131, 011014.
- Hara, T., Horii, E., An, K.-N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., Chao, E.Y.S., 1992. Force distribution across wrist joint: Application of pressure-sensitive conductive rubber. *The Journal of Hand Surgery* 17, 339–347.
- Harding, D.C., Brandt, K.D., Hillberry, B.M., 1993. Finger joint force minimization in pianists using optimization techniques. *Journal of Biomechanics* 26, 1403–1412.
- Hart, D.J., Spector, T.D., 1995. Definition and epidemiology of osteoarthritis of the hand: A review. *Osteoarthritis and Cartilage* 8, S2–S7.
- Heinlein, B., Kutzner, I., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A.M., et al., 2009. ESB clinical biomechanics award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6–10 months. *Clinical Biomechanics* 24, 315–326.
- Herrero-Beaumont, G., Roman-Blas, J.A., Castañeda, S., Jimenez, S.A., 2009. Primary Osteoarthritis No Longer Primary: Three Subsets with Distinct Etiological, Clinical, and Therapeutic Characteristics. *Seminars in Arthritis and Rheumatism* 39, 71–80.
- Herzog, W., Binding, P., 1992. Predictions of antagonistic muscular activity using nonlinear optimization. *Mathematical Biosciences* 111, 217–229.
- Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* 126, 136–195.
- Holzbour, K.R.S., Delp, S.L., Gold, G.E., Murray, W.M., 2007a. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *Journal of Biomechanics* 40, 2442–2449.
- Holzbour, K.R.S., Murray, W.M., Delp, S.L., 2005. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering* 33, 829–840.
- Holzbour, K.R.S., Murray, W.M., Gold, G.E., Delp, S.L., 2007b. Upper limb muscle volumes in adult subjects. *Journal of Biomechanics* 40, 742–749.
- Hoozemans, M.J.M., van Dieën, J.H., 2005. Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 358–366.
- Imrhan, S.N., Rahman, R., 1995. The effects of pinch width on pinch strengths of adult males using realistic pinch-handle coupling. *International Journal of Industrial Ergonomics* 16, 123–134.
- Infantolino, B.W., Challis, J.H., 2014. Measuring Subject Specific Muscle Model Parameters of the First Dorsal Interosseous In Vivo. *Annals of Biomedical Engineering* 42, 1331–1339.

- Jensen, V., Bøggild, H., Johansen, J.P., 1999. Occupational use of precision grip and forceful gripping, and arthrosis of finger joints: A literature review. *Occupational Medicine* 49, 383–388.
- Jinha, A., Ait-Haddou, R., Herzog, W., 2006. Predictions of co-contraction depend critically on degrees-of-freedom in the musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics* 39, 1145–1152.
- Jones, G., Cooley, H.M., Bellamy, N., 2001. A cross-sectional study of the association between Heberden's nodes, radiographic osteoarthritis of the hands, grip strength, disability and pain. *Osteoarthritis and Cartilage* 9, 606–611.
- Jones, P., Alexander, C.J., Stewart, J., Lynskey, N., 2005. Idiopathic osteoarthritis and contracture: causal implications. *Annals of the Rheumatic Diseases* 64, 226–228.
- Jónsson, H., Valtýsdóttir, S.T., Kjartansson, O., Brekkan, A., 1996. Hypermobility associated with osteoarthritis of the thumb base: a clinical and radiological subset of hand osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 55, 540–543.
- Jordan, K., Pataky, T.C., Newell, K.M., 2005. Grip width and the organization of force output. *Journal of Motor Behavior* 37, 285–294.
- Kalichman, L., Hernández-Molina, G., 2010. Hand Osteoarthritis: An Epidemiological Perspective. *Seminars in Arthritis and Rheumatism* 39, 465–476.
- Kalichman, L., Li, L., Batsevich, V., Malkin, I., Kobylansky, E., 2010. Prevalence, pattern and determinants of radiographic hand osteoarthritis in five Russian community-based samples. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society* 18, 803–809.
- Kapandji, I.A., 1982. *The Physiology of the Joints, Volume 1 : Upper Limb*, 5th ed. Churchill Livingstone.
- Kaufman, K.R., An, K.N., Chao, E.Y., 1989. Incorporation of muscle architecture into the muscle length-tension relationship. *Journal of Biomechanics* 22, 943–948.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S.-Y., Fukunaga, T., 1995. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 72, 37–43.
- Keir, P.J., Wells, R.P., 2002. The Effect of Typing Posture on Wrist Extensor Muscle Loading. *Human Factors* 44, 392–403.
- Kilbreath, S.L., Gandevia, S.C., 1994. Limited independent flexion of the thumb and fingers in human subjects. *The Journal of Physiology* 479, 487–497.
- Kinoshita, H., Murase, T., Bandou, T., 1996. Grip posture and forces during holding cylindrical objects with circular grips. *Ergonomics* 39, 1163–1176.
- Komi, P.V., Belli, A., Huttunen, V., Bonnefoy, R., Geysant, A., Lacour, J.R., 1996. Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 72, 278–280.
- Kong, Y.-K., Hallbeck, M.S., Jung, M.-C., 2010. Crosstalk effect on surface electromyogram of the forearm flexors during a static grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 1223–1229.
- Kong, Y.-K., Lowe, B.D., 2005. Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 35, 495–507.
- Kong, Y.-K., Lowe, B.D., Lee, S.-J., Krieg, E.F., 2008. Evaluation of handle shapes for screwdriving. *Applied Ergonomics* 39, 191–198.
- Kontaxis, A., Cutti, A.G., Johnson, G.R., Veeger, H.E.J., 2009. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics* 24, 246–253.

- Kursa, K., Diao, E., Lattanza, L., Rempel, D., 2005. In vivo forces generated by finger flexor muscles do not depend on the rate of fingertip loading during an isometric task. *Journal of Biomechanics* 38, 2288–2293.
- Landsmeer, J.M., 1961. Studies in the anatomy of articulation. I. The equilibrium of the “intercalated” bone. *Acta Morphologica Neerlando-Scandinavica* 3, 287–303.
- Landsmeer, J.M.F., 1962. Power Grip and Precision Handling. *Annals of the Rheumatic Diseases* 21, 164–170.
- Lawrence, J.S., 1961. Rheumatism in Cotton Operatives. *British Journal of Industrial Medicine* 18, 270–276.
- Lawrence, R.C., Felson, D.T., Helmick, C.G., Arnold, L.M., Choi, H., Deyo, R.A., et al., 2008. Estimates of the Prevalence of Arthritis and Other Rheumatic Conditions in the United States, Part II. *Arthritis and Rheumatism* 58, 26–35.
- Lee, H.J., Paik, N.-J., Lim, J.-Y., Kim, K.W., Gong, H.S., 2012. The Impact of Digit-related Radiographic Osteoarthritis of the Hand on Grip-strength and Upper Extremity Disability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 470, 2202–2208.
- Lee, J.W., Rim, K., 1991. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. *Journal of Biomedical Engineering* 13, 152–162.
- Lee, S.J., Aadalen, K.J., Malaviya, P., Lorenz, E.P., Hayden, J.K., Farr, J., et al., 2006. Tibiofemoral Contact Mechanics After Serial Medial Meniscectomies in the Human Cadaveric Knee. *The American Journal of Sports Medicine* 34, 1334–1344.
- Lemay, M.A., Crago, P.E., 1996. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of Biomechanics* 29, 1319–1330.
- Lieber, R.L., Jacobson, M.D., Fazeli, B.M., Abrams, R.A., Botte, M.J., 1992. Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer. *The Journal of Hand Surgery* 17, 787–798.
- Li, L., Tong, K., Song, R., Koo, T.K.K., 2007. Is maximum isometric muscle stress the same among prime elbow flexors? *Clinical Biomechanics* 22, 874–883.
- Li, Z.-M., Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M., 1998. Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. *Experimental Brain Research* 119, 276–286.
- Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V., Ball, D., Sargeant, A.J., 2001. In vivo specific tension of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 90, 865–872.
- Martin, L., Cahouët, V., Ferry, M., Fouque, F., 2006. Optimization model predictions for postural coordination modes. *Journal of Biomechanics* 39, 170–176.
- Metcalfe, C.D., Notley, S.V., Chappell, P.H., Burridge, J.H., Yule, V.T., 2008. Validation and application of a computational model for wrist and hand movements using surface markers. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 55, 1199–1210.
- Miyata, N., Kouchi, M., Kurihara, T., Mochimaru, M., 2004. Modeling of human hand link structure from optical motion capture data, in: 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. Presented at the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings, IEEE, pp. 2129–2135 vol.3.
- Mogk, J., Keir, P., 2003. The effects of posture on forearm muscle loading during gripping. *Ergonomics* 46, 956–975.
- Moran, J.M., Hemann, J.H., Greenwald, A.S., 1985. Finger joint contact areas and pressures. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 3, 49–55.
- Napier, J.R., 1956. The prehensile movements of the human hand. *Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume* 38-B, 902–913.

- Narici, M.V., Maganaris, C.N., Reeves, N.D., Capodaglio, P., 2003. Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology* 95, 2229–2234.
- Netter, F.H., 2010. *Atlas of Human Anatomy*. Elsevier Health Sciences.
- Nussbaum, M.A., Chaffin, D.B., 1998. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. *Journal of Biomechanics* 31, 667–672.
- O'Brien, T.D., Reeves, N.D., Baltzopoulos, V., Jones, D.A., Maganaris, C.N., 2010. In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children. *Experimental Physiology* 95, 202–210.
- Otten, E., 1987. A myocybernetic model of the jaw system of the rat. *Journal of Neuroscience Methods* 21, 287–302.
- Paquet, F., Quaine, F., 2012. Motor control theories improve biomechanical model of the hand for finger pressing tasks. *Journal of Biomechanics* 45, 1246–1251.
- Paletta, G.A., Manning, T., Snell, E., Parker, R., Bergfeld, J., 1997. The effect of allograft meniscal replacement on intraarticular contact area and pressures in the human knee. A biomechanical study. *The American Journal of Sports Medicine* 25, 692–698.
- Pearlman, J.L., Roach, S.S., Valero-Cuevas, F.J., 2004. The fundamental thumb-tip force vectors produced by the muscles of the thumb. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 22, 306–312.
- Poston, B., Danna-Dos Santos, A., Jesunathadas, M., Hamm, T.M., Santello, M., 2010. Force-Independent Distribution of Correlated Neural Inputs to Hand Muscles During Three-Digit Grasping. *Journal of Neurophysiology* 104, 1141–1154.
- Powell, P.L., Roy, R.R., Kanim, P., Bello, M.A., Edgerton, V.R., 1984. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *Journal of Applied Physiology* 57, 1715–1721.
- Prilutsky, B.I., Zatsiorsky, V.M., 2002. Optimization-Based Models of Muscle Coordination. *Exercise and sport sciences reviews* 30, 32.
- Qin, J., Lee, D., Li, Z., Chen, H., Dennerlein, J.T., 2010. Estimating in vivo passive forces of the index finger muscles: Exploring model parameters. *Journal of Biomechanics* 43, 1358–1363.
- Ramsay, J.W., Hunter, B.V., Gonzalez, R.V., 2009. Muscle moment arm and normalized moment contributions as reference data for musculoskeletal elbow and wrist joint models. *Journal of Biomechanics* 42, 463–473.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., 2009. Influence of additional load on the moments of the agonist and antagonist muscle groups at the knee joint during closed chain exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 459–466.
- Rasch, A., Byström, A.H., Dalen, N., Berg, H.E., 2007. Reduced muscle radiological density, cross-sectional area, and strength of major hip and knee muscles in 22 patients with hip osteoarthritis. *Acta Orthopaedica* 78, 505–510.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., Voigt, M., 2001. Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics* 34, 409–415.
- Rassier, D.E., MacIntosh, B.R., Herzog, W., 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 86, 1445–1457.
- Ravary, B., Pourcelot, P., Bortolussi, C., Konieczka, S., Crevier-Denoix, N., 2004. Strain and force transducers used in human and veterinary tendon and ligament biomechanical studies. *Clinical Biomechanics* 19, 433–447.
- Reilly, K.T., Schieber, M.H., 2003. Incomplete Functional Subdivision of the Human Multitendoned Finger Muscle Flexor Digitorum Profundus: An Electromyographic Study. *Journal of Neurophysiology* 90, 2560–2570.

- Rikli, D.A., Honigmann, P., Babst, R., Cristalli, A., Morlock, M.M., Mittlmeier, T., 2007. Intra-Articular Pressure Measurement in the Radioulnocarpal Joint Using a Novel Sensor: In Vitro and In Vivo Results. *The Journal of Hand Surgery* 32, 67–75.
- Rossi, J., Berton, E., Grélot, L., Barla, C., Vigouroux, L., 2012. Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics* 55, 682–692.
- Rossi, J., Vigouroux, L., Barla, C., Berton, E., 2014. Potential effects of racket grip size on lateral epicondylalgia risks. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
- Sancho-Bru, J.L., Perez-Gonzalez, A., Vergara, M., Giurintano, D.J., 2003. A 3D biomechanical model of the hand for power grip. *Journal of Biomechanical Engineering* 125, 78–83.
- Sancho-Bru, J.L., Pérez-González, A., Vergara-Monedero, M., Giurintano, D., 2001. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics* 34, 1491–1500.
- Sancho-Bru, J.L., Vergara, M., Rodríguez-Cervantes, P.-J., Giurintano, D.J., Pérez-González, A., 2008. Scalability of the muscular action in a parametric 3D model of the index finger. *Annals of Biomedical Engineering* 36, 102–107.
- Schieber, M.H., Gardinier, J., Liu, J., 2001. Tension Distribution to the Five Digits of the Hand by Neuromuscular Compartments in the Macaque Flexor Digitorum Profundus. *The Journal of Neuroscience* 21, 2150–2158.
- Schuind, F., Garcia-Elias, M., Cooney III, W.P., An, K.-N., 1992. Flexor tendon forces: In vivo measurements. *The Journal of Hand Surgery* 17, 291–298.
- Schweizer, A., Frank, O., Ochsner, P.E., Jacob, H.A.C., 2003. Friction between human finger flexor tendons and pulleys at high loads. *Journal of Biomechanics* 36, 63–71.
- Segal, R., Avrahami, E., Lebdinski, E., Habut, B., Leibovitz, A., Gil, I., et al., 1998. The impact of hemiparalysis on the expression of osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatism* 41, 2249–2256.
- Šenk, M., Chèze, L., 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, Proceedings of the 5th Meeting of the International Shoulder Group 21, Supplement 1, S3–S8.
- Seo, N.J., Armstrong, T.J., 2008. Investigation of grip force, normal force, contact area, hand size, and handle size for cylindrical handles. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 50, 734–744.
- Seo, N.J., Armstrong, T.J., Ashton-Miller, J.A., Chaffin, D.B., 2007. The effect of torque direction and cylindrical handle diameter on the coupling between the hand and a cylindrical handle. *Journal of Biomechanics* 40, 3236–3243.
- Snijders, C.J., Volkers, A.C., Mechelse, K., Vleeming, A., 1987. Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 19, 518–523.
- Solovieva, S., Vehmas, T., Riihimäki, H., Takala, E.-P., Murtomaa, H., Luoma, K., et al., 2006. Finger Osteoarthritis and Differences in Dental Work Tasks. *Journal of Dental Research* 85, 344–348.
- Spector, S.A., Gardiner, P.F., Zernicke, R.F., Roy, R.R., Edgerton, V.R., 1980. Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for motor control. *Journal of Neurophysiology* 44, 951–960.
- Spector, T.D., Cicuttini, F., Baker, J., Loughlin, J., Hart, D., 1996. Genetic influences on osteoarthritis in women: a twin study. *BMJ (Clinical research ed.)* 312, 940–943.

- Taylor, S.J.G., Walker, P.S., Perry, J.S., Cannon, S.R., Woledge, R., 1998. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *The Journal of Arthroplasty* 13, 428–437.
- Tsaousidis, N., Freivalds, A., 1998. Effects of gloves on maximum force and the rate of force development in pinch, wrist flexion and grip. *International Journal of Industrial Ergonomics* 21, 353–360.
- Uno, Y., Kawato, M., Suzuki, R., 1989. Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological Cybernetics* 61, 89–101.
- Valero-Cuevas, F.J., Johanson, M.E., Towles, J.D., 2003. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics* 36, 1019–1030.
- Valero-Cuevas, F.J., Towles, J.D., Hentz, V.R., 2000. Quantification of fingertip force reduction in the forefinger following simulated paralysis of extensor and intrinsic muscles. *Journal of Biomechanics* 33, 1601–1609.
- Valero-Cuevas, F.J., Venkadesan, M., Todorov, E., 2009. Structured Variability of Muscle Activations Supports the Minimal Intervention Principle of Motor Control. *Journal of Neurophysiology* 102, 59–68.
- Valero-Cuevas, F.J., Zajac, F.E., Burgar, C.G., 1998. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics* 31, 693–703.
- Van der Helm, F.C.T., 1994. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics* 27, 551–569.
- Van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., 1996. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 29, 39–52.
- Van Tulder, M., Malmivaara, A., Koes, B., 2007. Repetitive strain injury. *Lancet* 369, 1815–1822.
- Vigouroux, L., Domalain, M., Berton, E., 2011a. Effect of object width on muscle and joint forces during thumb-index finger grasping. *Journal of Applied Biomechanics* 27, 173–180.
- Vigouroux, L., Quaine, F., 2006. Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences* 24, 181–186.
- Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Amarantini, D., Moutet, F., 2007. Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production. *Journal of Biomechanics* 40, 2846–2856.
- Vigouroux, L., Quaine, F., Palet, F., Colloud, F., Moutet, F., 2008. Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: A biomechanical explanation. *Clinical Biomechanics* 23, 562–570.
- Vigouroux, L., Rossi, J., Foissac, M., Grélot, L., Berton, E., 2011b. Finger force sharing during an adapted power grip task. *Neuroscience Letters* 504, 290–294.
- Walker-Bone, K., Palmer, K.T., Reading, I., Coggon, D., Cooper, C., 2004. Prevalence and impact of musculoskeletal disorders of the upper limb in the general population. *Arthritis & Rheumatism* 51, 642–651.
- Weightman, B., Amis, A.A., 1982. Finger joint force predictions related to design of joint replacements. *Journal of Biomedical Engineering* 4, 197–205.

- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., et al., 2009. In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics* 42, 1840–1849.
- Westling, G., Johansson, D.R.S., 1984. Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research* 53, 277–284.
- Wimer, B., Dong, R.G., Welcome, D.E., Warren, C., McDowell, T.W., 2009. Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle. *Medical Engineering & Physics* 31, 695–704.
- Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- Wohlman, S.J., Murray, W.M., 2013. Bridging the gap between cadaveric and in vivo experiments: A biomechanical model evaluating thumb-tip endpoint forces. *Journal of Biomechanics* 46, 1014–1020.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics* 35, 543–548.
- Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J.D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* 38, 981–992.
- Wu, J.Z., Dong, R.G., McDowell, T.W., Welcome, D.E., 2009. Modeling the finger joint moments in a hand at the maximal isometric grip: the effects of friction. *Medical Engineering & Physics* 31, 1214–1218.
- Zajac, F.E., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17, 359–411.
- Zancolli, E., 1979. *Structural and dynamic bases of hand surgery*, 2nd ed. Lippincott.
- Zatsiorsky, V.M., 2002. *Kinetics of human motion*. Human Kinetics.
- Zatsiorsky, V.M., Gao, F., Latash, M.L., 2005. Motor control goes beyond physics: differential effects of gravity and inertia on finger forces during manipulation of hand-held objects. *Experimental Brain Research* 162, 300–308.
- Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L., 2008. Multifinger Prehension: An Overview. *Journal of Motor Behavior* 40, 446–476.
- Zhang, W., Doherty, M., Leeb, B.F., Alekseeva, L., Arden, N.K., Bijlsma, J.W., et al., 2007. EULAR evidence based recommendations for the management of hand osteoarthritis: Report of a Task Force of the EULAR Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutics (ESCISIT). *Annals of the Rheumatic Diseases* 66, 377–388.
- Zhang, X., 2003. Determining finger segmental centers of rotation in flexion–extension based on surface marker measurement. *Journal of Biomechanics* 36, 1097–1102.
- Zhang, Y., Jordan, J.M., 2010. Epidemiology of Osteoarthritis. *Clinics in Geriatric Medicine* 26, 355–369.
- Zhang, Y., Niu, J., Kelly-Hayes, M., Chaisson, C.E., Aliabadi, P., Felson, D.T., 2002. Prevalence of symptomatic hand osteoarthritis and its impact on functional status among the elderly: The Framingham Study. *American journal of epidemiology* 156, 1021–1027.

ANNEXE A – ARTICLE « QUANTIFICATION OF HAND AND FOREARM MUSCLE FORCES DURING A MAXIMAL POWER GRIP TASK »

Goislard de Monsabert, B., Rossi, J., Berton, E., Vigouroux, L., 2012. Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. *Medicine and science in sports and exercise* 44, 1906–1916.

Quantification of Hand and Forearm Muscle Forces during a Maximal Power Grip Task

BENJAMIN GOISLARD DE MONSABERT¹, JÉRÉMY ROSSI^{1,2}, ÉRIC BERTON¹, and LAURENT VIGOUROUX¹

¹*Institute of Movement Sciences, CNRS UMR 6233, Aix-Marseille University, Marseille, FRANCE; and*

²*Oxylane Research, Department of Movement Sciences, Villeneuve d'Ascq, FRANCE*

ABSTRACT

GOISLARD DE MONSABERT, B., J. ROSSI, É. BERTON, and L. VIGOUROUX. Quantification of Hand and Forearm Muscle Forces during a Maximal Power Grip Task. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 44, No. 10, pp. 1906–1916, 2012. **Purpose:** The aim of this study was to estimate muscle and joint forces during a power grip task. Considering the actual lack of quantification of such internal variables, this information would be essential for sports sciences, medicine, and ergonomics. This study also contributed to the advancement of scientific knowledge concerning hand control during power grip. **Methods:** A specially designed apparatus combining both an instrumented handle and a pressure map was used to record the forces at the hand/handle interface during maximal exertions. Data were processed such that the forces exerted on 25 hand anatomical areas were determined. Joint angles of the five fingers and the wrist were also computed from synchronized kinematic measurements. These processed data were used as input of a hand/wrist biomechanical model, which includes 23 degrees of freedom and 42 muscles to estimate muscle and joint forces. **Results:** Greater forces were applied on the distal phalanges of the long fingers compared with the middle and the proximal ones. Concomitantly, high solicitations were observed for FDP muscles. A large cocontraction level of extensor muscles was also estimated by the model and confirmed previously reported activities and injuries of extensor muscles related to the power grip. Quantifying hand internal loadings also resulted in new insights into the thumb and the wrist biomechanics. Output muscle tension ratios were all in smaller ranges than the ones reported in the literature. **Conclusions:** Including wrist and finger interactions in this hand model provided new quantification of muscle load sharing, cocontraction level, and biomechanics of the hand. Such information could complete future investigations concerning handle ergonomics or pathomechanisms of hand musculoskeletal disorders. **Key Words:** MUSCULOSKELETAL MODELLING, HANDLE, JOINT FORCES, COCONTRACTION, ERGONOMICS

Gripping tasks, and particularly power grip tasks, are essential for most of daily living, working, or sports activities. During power grip, objects are gripped by the entire hand so that grip forces are exerted on the entire circumference of the handle by the palm, the fingers, and the thumb. Power grip is mostly associated with activities involving forceful exertions and is preferably used when manipulating heavy tools or handles. A long-term practice of those high-grip force activities may lead to musculoskeletal disorders such as tennis elbow (31), osteoarthritis (7), and

localized fatigue (20). To prevent these disorders, several studies were performed to improve the ergonomic design of hand tools and determine optimal grasping configurations. Among the grasped object's characteristics, the size (19) and the shape (18) as well as the friction coefficient (13,38) appeared crucial for maximal force capacities.

Although contributions of such studies represent important information, ergonomists and clinicians are facing a lack of knowledge concerning the mechanisms of pathologic conditions associated with high-power grip forces. The first need for further explanation concerns the fingers' muscle forces that are still not accurately quantified so that the coordination of flexor muscles, which include both extrinsic and intrinsic muscles, is partly unexplored. A second lack of investigation is related to the activation of extensor muscles. Because the power grip is a finger flexion task, it is not well understood why extensor muscles are highly activated so that they are often affected by pathologic conditions such as tennis elbow (31). Finally, the forces applied to all hand joints during power grip have not been fully investigated, whereas a correlation between an increased risk of hand

Address for correspondence: Benjamin Goislard de Monsabert, MSc, Institut des Sciences du Mouvement, 163 Ave. de Luminy, BP910, 13288 Marseille, cedex 09, France; E-mail: benjamin.demonsabert@gmail.com.

Submitted for publication September 2011.

Accepted for publication May 2012.

0195-9131/12/4410-1906/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2012 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/MSS.0b013e31825d9612

osteoarthritis and high-power grip strength has been identified (7). Providing new data concerning these internal forces is of great importance because it could help ergonomists and clinicians to accurately evaluate the effects of power grip on the joints and the muscles affected by the musculoskeletal disorders cited previously. Furthermore, quantification of such variables would be useful in the understanding of hand control and muscle coordination of the hand used during the power grip.

However, investigating hand muscle and joint forces is confronted with two main scientific challenges. First, the measurements of the external forces exerted at the hand/handle interface is experimentally difficult because the handle needs to be instrumented with sensors imbedded all around the circumference and on the entire area covered by the hand. Most developed devices used a split handle instrumented with strain gauges and/or a pressure map enrolled around the handle (6,26,30,37). However, hand kinematics should also be considered for attributing the measured external forces to each anatomical area of the hand palm. The second challenge is to understand how these external grip forces affect the repartition of internal muscle tensions and joint forces. Because direct measurements of hand joint forces and all hand muscle forces are technically and ethically impossible, a biomechanical model is needed to estimate those internal forces. Two studies investigated power grip tasks using a hand biomechanical model. Sancho-Bru et al. (27) used a four-finger model to simulate maximal grip forces and the effect of handle size. However, the model used by these authors did not take into account that some muscles simultaneously act on several fingers and their finger models were not interdependent. Moreover, the thumb and the wrist joint were not considered. As a consequence, model outputs were not totally realistic: as an example, no antagonist activities were predicted, whereas EMG of these muscles was reported to be significant during power grip (24,31). Wu et al. (38) developed a model to predict the effect of friction during handle manipulation, but they also did not consider the thumb and the wrist joint, and they only focused on the net joint moments.

Thus, the aim of the current study was to investigate the muscle tensions and the joint forces of the hand during a maximal power grip task. To reach this objective, an experimental protocol was conducted to record the external grip forces and the hand and wrist kinematics when grasping a cylindrical handle. These data were used as input of a hand biomechanical model, which includes the wrist, the fingers, and the thumb joints to estimate internal forces.

MATERIALS AND METHODS

Biomechanical Model

A biomechanical model of the five fingers (thumb, index, middle, ring, and little fingers) and the forearm was used to estimate muscle and joint forces. This hand model was de-

veloped from two other studies: the solving method and the computation of external moments were based on the model of Vigouroux et al. (35) and the computation of moment arms and the data associated were taken from the study of Chao et al. (8). The segments were modeled as rigid bodies whose dimensions were determined from anthropometric tables of Buchholz et al. (5). Sixteen articulations were included to the model and were modeled as frictionless joints. In total, 23 degrees of freedom (DoF) were considered. Four DoFs were considered for long fingers: metacarpophalangeal (MCP) joints were modeled as condyloid joints with two DoFs in flexion–extension (F–E) and adduction–abduction (A–A), whereas distal (DIP) and proximal (PIP) interphalangeal joints were modeled as hinges with one DoF in F–E. Five DoFs were considered for the thumb: interphalangeal (IP) and metacarpophalangeal (MP) were considered as hinge (one DoF) and condyloid joints (two DoFs), respectively, whereas trapeziometacarpal (TMC) joint was considered as a saddle joint with two DoFs (11). The wrist has been modeled as a two-DoF joint that is capable of F–E and A–A. Forty-two muscles have been included in this model to mobilize these articulations. For all joints, it was considered that the pronation–supination (P–S) movements were not mobilized by muscle actions and were thus not included in the DoFs of the model.

Mechanical equilibrium equations. For the estimation of muscle and tendon forces, the static moment equilibrium equations for each DoF of each finger were considered:

$$[R] \times \{t\} + \{m_L\} + \{m_F\} = \{0\} \quad [1]$$

This equation states that external force moments about one joint are counterbalanced by muscle tendon tensions and ligament passive moments. $[R]$ is a 23×42 matrix containing moment potentials of the 42 muscles for the 23 DoFs of the model and was obtained from moment arms, unit direction vectors, and coefficients of extensor mechanism (described in a section below). $\{t\}$ is a 42×1 vector containing the unknown muscle tendon tensions. $\{m_L\}$ is a 42×1 vector containing eight nonzero elements that are the ligament passive moments in A–A and F–E about the four MCP joints of the long fingers (described in a section below). $\{m_F\}$ is a 42×1 vector containing moment of external forces at each DoF of the model.

Resolution. Because of the muscular redundancy, the moment equilibrium equation system (equation 1) was underdetermined and was solved using an optimization process. After preliminary tests and according to the literature (28), the “muscle stress” criterion was used because it appears to be the most adapted for finger musculoskeletal models:

$$\min_s \sum_m \left(\frac{(t_m)^s}{PCSA_m} \right)^k \text{ with } k = 4 \quad [2]$$

where $(t_m)^s$ is the muscle tendon tension of the m muscle from the s solution. $PCSA_m$ is the physiological cross-sectional area of the m muscle. For the five fingers, the PCSA were taken from the study of Chao et al. (8) and

scaled for each subject using methods described by Sancho-Bru et al. (29). Data from Ramsay et al. (25) were used for wrist muscle PCSA. Muscle forces were also constrained as follows:

$$0 \leq t_m \leq c \text{ PCSA}_m \sigma_{\max} \quad [3]$$

where σ_{\max} is the maximal muscle stress and c is a coefficient specifically chosen for this study. Initially, the upper boundary was determined, as recommended in the finger modeling literature, by using only PCSA and a σ_{\max} value of $35.4 \text{ N}\cdot\text{cm}^{-2}$ (32). Initially, no muscle tension estimation was possible because of too low upper boundaries. In response to the several factors (further described in the Discussion section) leading to this limitation, an additional coefficient (c) was added as defined in the inequality (equation 3). The c coefficient was chosen by increasing it by step of 1 starting from 1 until the optimization process converged for every subject. The obtained value for the present study was 6 and was the same for all muscles and all subjects.

Muscle moment arms and unit direction vector. The $[R]$ matrix (equation 1) represents the actions of muscles on joints and is computed using the moment arm and the unit direction vectors of each muscle. For the five fingers, insertion point data were taken from Chao et al. (8). To compute these two muscle vectors with respect to the hand posture, coordinate transformation was used for flexor muscles (8), whereas the first model of Landsmeer (21) was used for extensors. For the wrist, the study of Lemay and Crago (23) provided a relation between moment arms of each muscle and wrist angles.

Extensor mechanism. Extensor muscles acting on DIP and PIP joints of long fingers and on IP and MP joints of the thumb do not have direct insertions on phalangeal bones but join in an extensible tendon hood. Geometrical relations were used to model the force transmission among the different parts of the mechanism (3,35). As an example, equation 4 illustrates the relations between tendon tensions in the extensor mechanism of the ring finger:

$$\begin{cases} t_{TE} = 0.992 t_{RB} + 0.995 t_{UB} \\ t_{RB} = \beta_{EDC} t_{EDC} + \beta_{LU3} t_{LU3} + \beta_{RI} t_{RI} \\ t_{UB} = \beta_{EDC} t_{EDC} + \beta_{UI} t_{UI} \\ t_{ES} = (1 - \beta_{UI}) t_{UI} + (1 - \beta_{LU3}) t_{LU3} + (1 - \beta_{RI}) t_{RI} \\ \quad + (1 - 2\beta_{EDC}) t_{EDC} \end{cases} \quad [4]$$

The different muscles, tendons, or tendon bands involved in the equation 4 are as follows: terminal extensor (TE), radial band (RB), ulnar band (UB), extensor digitorum communis (EDC), third lumbricales (LU3), radial interossei (RI), ulnaris interossei (UI), and extensor slip (ES). t_m represents the tension of the m muscle/tendon with $m = \{TE, RB, UB, EDC, LU3, RI, UI, ES\}$. β_m coefficients was defined by Brook et al. (3) and was used to model the changes associated to joint posture. As muscle tendon tensions, β_m coefficients are unknown variables evaluated by the optimization process.

Ligament passive moment about MCP joints. As previously used in the study of Sancho-Bru et al.(28), our model included passive actions of ulnar (UCL) and radial (RCL) collateral ligaments relative to the MCP joint posture. UCL and RCL insertion point coordinate data were taken from Chao et al. (8). A nonlinear second-order relationship has been used to characterize its elasticity. The complete description of these equations is provided in the study of Vigouroux et al. (35).

Hand and handle weights. Hand and handle weights were taken into account in the wrist joint equilibrium. Center of mass (CoM) and mass of the handle were provided by the manufacturer. Hand mass was computed with anthropometric tables (40) using length and width of the hand and wrist and hand circumferences. For the anatomical position, the hand CoM is located at approximately one-quarter of the third metacarpal bone from the MCP joint center (40). On the basis of this last value, we defined that the position of the hand CoM for the power grip posture was situated at half of the third metacarpal bone in axial and transversal directions and at the hand/handle interface in the anteroposterior direction.

Muscle interactions. Previous works on hand modeling considered only one finger (2,3,9,10,14,28,32) or several long fingers independently (27,35). Because the current hand model solves all equilibrium equations of the 16 articulations in the same computation process, finger and wrist muscle interactions were included. Particularly, forces of extrinsic fingers muscles were included in the wrist moment equilibrium equations and hence “linked” the five fingers. In a same approach, the lumbrical (LU) muscles have insertions on flexor digitorum profundus (FDP) tendons from various fingers; this means that the force of one LU muscle induces moments about different finger joints at the same time (Fig. 1A). Equation 5 describes how those muscular interactions were computed. For simplification, only the DIP moment equations are displayed, but the same principle was used for MCP and PIP joints.

$$\begin{cases} \text{Index: } \vec{M}_{\text{muscle(I)}}|_{\text{DIP}} = t_{\text{TE(I)}} \cdot \vec{r}_{\text{TE(I)}}|_{\text{DIP}} + (t_{\text{FDP(I)}} - t_{\text{LU1}}) \cdot \vec{r}_{\text{FDP(I)}}|_{\text{DIP}} & \text{a.} \\ \text{Middle: } \vec{M}_{\text{muscle(M)}}|_{\text{DIP}} = t_{\text{TE(M)}} \cdot \vec{r}_{\text{TE(M)}}|_{\text{DIP}} + \left(t_{\text{FDP(M)}} - t_{\text{LU2}} - \frac{t_{\text{LU3}}}{2} \right) \cdot \vec{r}_{\text{FDP(M)}}|_{\text{DIP}} & \text{b.} \\ \text{Ring: } \vec{M}_{\text{muscle(R)}}|_{\text{DIP}} = t_{\text{TE(R)}} \cdot \vec{r}_{\text{TE(R)}}|_{\text{DIP}} + \left(t_{\text{FDP(R)}} - \frac{t_{\text{LU3}}}{2} - \frac{t_{\text{LU4}}}{2} \right) \cdot \vec{r}_{\text{FDP(R)}}|_{\text{DIP}} & \text{c.} \\ \text{Little: } \vec{M}_{\text{muscle(L)}}|_{\text{DIP}} = t_{\text{TE(L)}} \cdot \vec{r}_{\text{TE(L)}}|_{\text{DIP}} + \left(t_{\text{FDP(L)}} - \frac{t_{\text{LU4}}}{2} \right) \cdot \vec{r}_{\text{FDP(L)}}|_{\text{DIP}} & \text{d.} \end{cases} \quad [5]$$

$M_{\text{muscle}(f)}|_{\text{DIP}}$ is the muscle moment about the DIP joint of the f finger, where $f = \{I$ (index), M (middle), R (ring), L (little) $\}$. $t_{m(f)}$ represents the muscle tendon tension of the m muscle/tendon from the f finger where $m = \{TE, FDP, LU1, LU2, LU3, LU4\}$. $r_{m(f)}|_{\text{DIP}}$ represents the moment potential element of the m muscle/tendon from the f finger about the DIP joint (element of moment potential matrix $[R]$

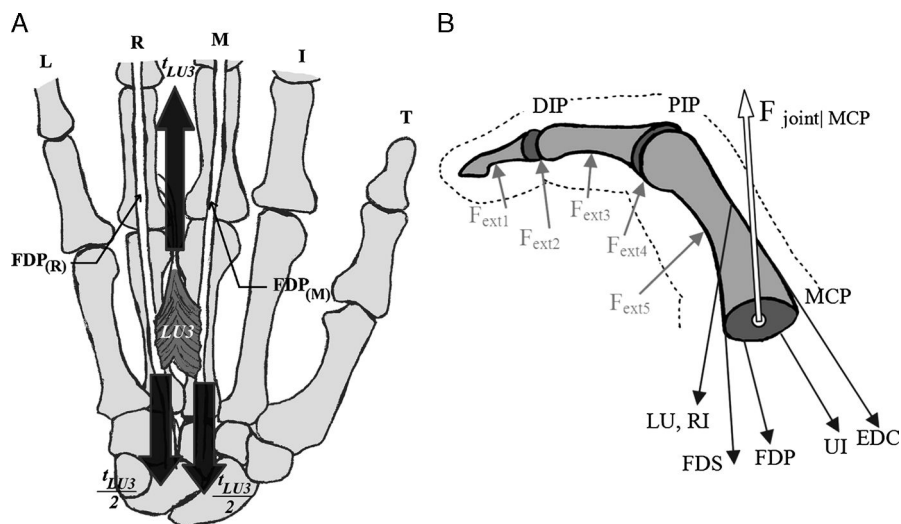


FIGURE 1—A, Tendon tensions equilibrium concerning third lumbrical (LU3). B, Illustration of force equilibrium for the middle finger MCP joint. Black arrows indicate the muscles tensions; gray arrows, external forces; white arrow, MCP joint force. Ligament passive forces are not represented. FDS indicates flexor digitorum superficialis.

in equation 1). The first lumbrical (LU1) inserts on the index finger FDP tendon; in consequence, LU1 activation modifies the tension of the FDP muscle (equation 5a). A similar mechanism is observed for the middle finger during the solicitation of the second lumbrical (LU2) (equation 5b). The third lumbrical (LU3) originates on both the middle and ring fingers' FDPs and is consequently involved in both equations 5b and c. Half of the LU3 global action was allocated in each finger. In addition, the action of the index finger RI muscle on the thumb TMC joint was taken into account according to results of Domalain (12).

Joint forces. Once muscle tensions have been estimated using the optimization process, force mechanical equilibrium (Fig. 1B) equation was used to compute joint forces:

$$\vec{F}_{joint,j} + \sum_m \vec{t}_m + \sum_p \vec{F}_{ext,p} + \sum_l \vec{F}_{lig,l} = \vec{0} \quad [6]$$

where $F_{joint,j}$ represents the force acting on the j articulation. t_m represents muscle tension of the m muscle. $F_{ext,p}$ represents the external force applied on the p point of the finger. $F_{lig,l}$ is the l ligament passive force acting on MCP joints. The output joint forces were reconciled in three dimensions with dorsal bony landmarks (BLM) to inspect

their orientations regarding phalanges. The amount of compressive force was also checked regarding the other joint force components.

Experimental Setup and Protocol

Subjects. Eleven healthy right-handed male volunteers were recruited for this experiment (age = 25.8 ± 3.2 yr, height = 178.3 ± 5.9 cm, weight = 71.5 ± 6.9 kg, hand length = 19.0 ± 0.7 cm, hand width = 8.6 ± 0.4 cm). All participants reported no traumas to right upper extremity and signed an informed consent according to university guideline that was approved by ethics committee of Aix-Marseille University. Subjects were seated with a cylindrical handle (33 mm in diameter) on a table in front of them. Participants were asked to use a power grip posture to grasp, with their right hand, and then raise the handle at a comfortable altitude (Fig. 2A). Then they were required to exert their maximal voluntary force during 6 s. The handle was raised instead of fixed to the table to avoid any secondary loads regarding grip force exertion such as push or pull forces or external torques. Each subject repeated this task three times and rested during 3 min before each trial to prevent from any effect of

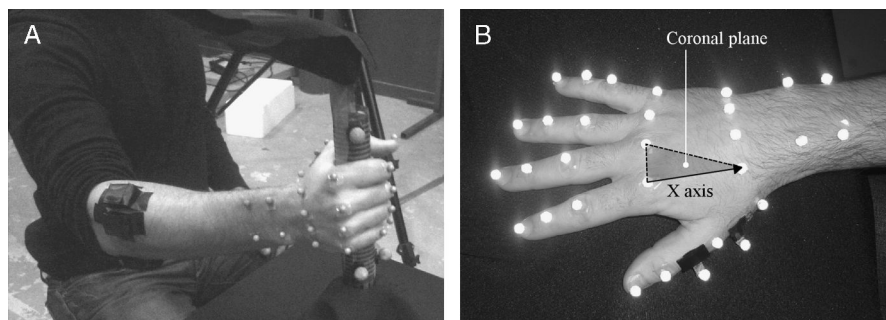


FIGURE 2—A, Power grip posture realized by subjects during the experimentations. B, Marker set used to record three-dimensional positioning of hand and forearm segments and elements used to compute the second metacarpal SCS.

fatigue. Only the data corresponding to the trial presenting the highest grip force value were used.

Force analysis. External forces applied on anatomical areas of the hand were computed by combining two systems. First, a cylindrical handle (Handle Dynamometer; Sixaxes, Argenteuil, France) split into six beams, each one instrumented with strain gauges, permitted to record the grip force at 1875 Hz. This dynamometer has already been presented in the literature (26,36) and is similar to the one developed by Chadwick and Nicol (6) with the same arrangement of strain gauges and measurement principle. Second, the pressure repartition at the hand/handle interface was recorded at 125 Hz with a pressure map (Hoof no. 3200; TekScan, Boston, MA) consisting in 1089 transducers (33 rows \times 33 columns). The pressure map was wrapped around the handle, and they were both squeezed during all the trials. This special design was previously validated in a study of Rossi et al. (26). Grip force and kinematic data were acquired by a Nexus acquisition system (MX Giganet, Vicon, Oxford, United Kingdom), whereas an F-scan mobile unit was used for the pressure map (TekScan). These two acquisition systems were synchronized with an external trigger. As recommended by the furnisher, the pressure map was calibrated before the experiment. For this purpose, two calibration loads were applied with a pneumatic dynamometer and corresponded to 20% and 65% of the sensor measuring range which was 100 psi in this study.

Signals from the six-beam handle were filtered with a zero-phase low-pass filter (fourth-order Butterworth filter,

cutoff frequency = 20 Hz) and then resampled at 125 Hz. First, the grip force was computed as the sum of the six signals from the six-beam handle. Then, the maximal handle force (MHF) was computed as the mean of the grip force during a 750-ms window centered on the grip force peak. Mean of the pressure map data was computed on the same window.

To input the recorded forces in the model, the proportion of MHF corresponding to each segment was determined by combining the data from the pressure map and the six-beam handle. With each of the 1089 transducers having a measuring range of 255 values, the pressure map was used to provide an estimation of the load distribution on the hand palm. The intensity of the grip force (MHF value) was only measured with the six-beam handle. Twenty-five anatomical areas were defined on the hand palm surface and were considered as force application points (Fig. 3A). The 25 corresponding input forces were each defined by three parameters: the force intensity, the direction vector, and the application point location. The force intensities were computed by combining the processed data of the pressure map and the six-beam handle using the following equation:

$$F_{\text{map},i} = \frac{P_{\text{map},i}}{\sum_i P_{\text{map},i}} \text{MHF} \quad [7]$$

where $F_{\text{map},i}$ is the “corrected” force intensity of the i point on the map, with $i \in [1,1089]$. $P_{\text{map},i}$ is the initial pressure value of the same i point on the map. The MHF value

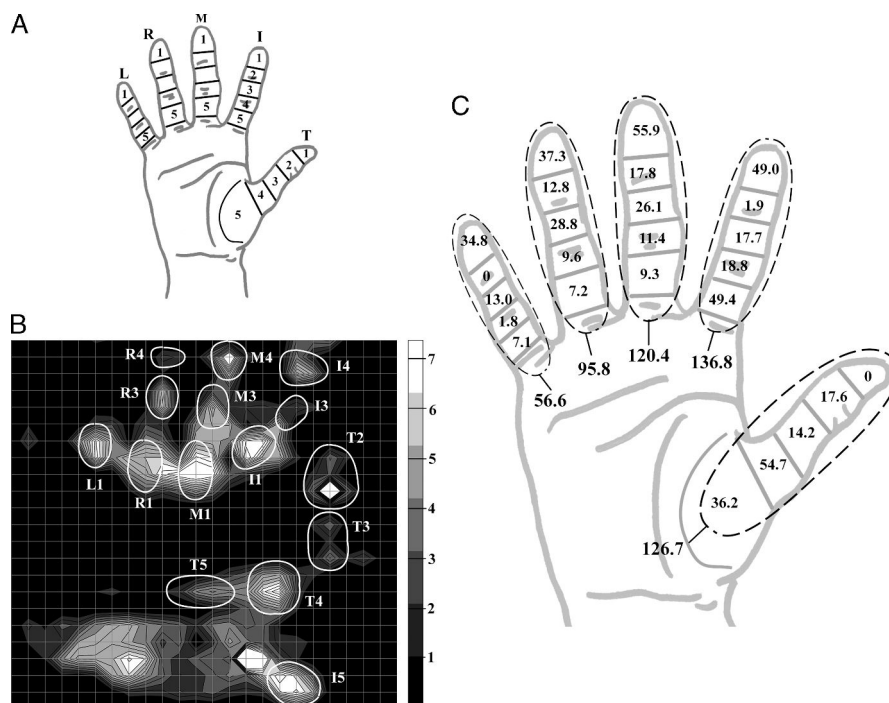


FIGURE 3—A, Anatomical areas corresponding to the 25 force application points considered in the model and used to compute force intensities from the corrected force map. **B,** Corrected force map (N) of one participant after distribution of grip force among the percentage map. *White bold lines* and associated references correspond to anatomical areas defined in panel A. **C,** Mean values (N) of external forces applied on the 25 anatomical areas considered in the hand model. *Bold values* correspond to sums of the forces applied on each finger.

represents the grip force (as explained above). Overall, this computation stated that the sum of all pressure values from the map corresponded to the MHF value measured with the six-beam handle. This way, a percentage map has been first computed from the pressure map data by normalizing each pressure value ($P_{map,i}$) by the sum of all pressure values. Then, a “corrected” force map was obtained (Fig. 3B) by allocating the MHF value among all points of the percentage map. Equation 7 provided a force map at the hand/handle interface, which was accurate both in localization and in intensity. This “corrected” force map was then used to compute the 25 input force intensities (Fig. 3B): for each anatomical area, we first manually drew a polygon on the map, which represented the limits of the concerned area. Input force intensities were then computed as the sum of all the individual force values ($F_{map,i}$ in equation 7) of the map points, which are inner the polygon limits.

Contrary to force intensities, the direction vectors and the application point locations were defined following a common scheme for all subjects and were independent from the subjects’ force performance. In direct correspondence with the anatomical area (Fig. 3A), the application point locations were either the middle of a segment or a joint rotation center. For long fingers, the force direction was considered as the abduction (y) axis of the subject-specific segment coordinate system (SCS), which is defined below; when the application point location was a joint rotation center, the direction was the sum vector of the force directions of the proximal and the distal segments. A common scheme was used to input forces in the model because pretests showed that, in the context of our experimental setup, the calculation of such parameters for each subject was a lot more complex without improving the results. Especially, uncertainties appeared when locating each pressure map cell sensor regarding beams of the handle to estimate application point locations. Only for the thumb, the markers of each subject were reconciled in three dimensions with those of the handle, and the force direction vectors were all orthogonal to the longitudinal axis of the six-beam handle and passing through the force application point.

Kinematic analysis. Kinematic data were recorded at 125 Hz with a system including six optoelectronic cameras (Vicon MX T40; Vicon). A set of 30 spherical reflecting markers (6 mm in diameter) was used to record three-dimensional positioning of hand and forearm segments (Fig. 2B). The marker set was based on the kinematic tracking of dorsal BLM. Two additional markers were placed on the thumb to compute TMC and MP joint angles with results of Cooney et al. (11). Three other markers were fixed on the handle (Fig. 2A) for both analyzing the hand posture relative to the handle and determining the external force directions of the thumb anatomical areas. SCS were defined so that x was the P–S axis and was proximally oriented, y was the A–A axis and was dorsally oriented, and z was the F–E axis and was radially oriented. With these orientations, pronation, abduction, and flexion corresponded to positive joint angles.

To compute all F–E and A–A joint angles, averaged marker position data during a 750-ms window centered on the grip force peak was used. First, we computed each SCS using BLM. For all segments, the proximal and the distal BLM were used to compute a longitudinal (x) axis. For the finger metacarpals, a coronal plane was built using the x axis and the distal BLM of the adjacent metacarpal in the radial direction. However, the third metacarpal distal BLM was also used for the computation of the second metacarpal SCS (Fig. 2B). The A–A (y) axis was defined orthogonally to that coronal plane. Finally, the F–E (z) axis was orthogonal to both x and y axes. For the finger phalanges, the coronal plane was computed using the previous z axis. For the thumb, T markers were used for both the metacarpal and the proximal phalanx so that a coronal plane was directly built with a “radial” marker. The process for the thumb distal phalanx was the same as that for the finger phalanges. Then, for each of the 16 joints, the orientation matrix containing the vectors of the distal SCS (moving system) regarding the proximal SCS (fixed system) was computed. Finally, Euler angles were used for the calculation of joint angles with a rotation sequence z (F–E), y (A–A), and x (P–S) around fixed axes. In contrast to the other hand joints, the thumb TMC joint kinematics is more complex and is controversial (12,13,31,32). In the present study, TMC joint angles were defined as the rotations between the trapezium and first metacarpal bone. Results from the study of Cooney et al. (11) were used for the orientation of the trapezium: the authors found that trapezium was deviated from the third metacarpal at angles of 46° of flexion, 35° of abduction, and 82° of supination.

Result analysis. Using external forces and joint angles as input data, the muscle forces and the joint forces were computed for the maximal test performed by each subject. Muscle tension–external force ratios were computed by dividing each muscle tension by the total finger force computed by summing the forces of all the areas of the concerned finger. Descriptive statistics are mean \pm SD computed for all subjects. To identify the effect of *joint* (proximal, medial, or distal) on joint forces for each finger, five repeated-measures ANOVAs were used. When significant effect was observed ($P < 0.05$), Tukey *post hoc* was performed to determine the significance of differences.

RESULTS

During our experimentations, the mean MHF was 804.0 ± 117.9 N. Figure 3C shows the mean values (N) of external forces applied on the 25 anatomical areas considered and used as input of the biomechanical model. The resultant force of all the five fingers’ areas represented 66.8% of the MHF, or a 537.4-N force, whereas the other 33.2% were exerted on the hand palm. No force was measured on the areas corresponding to the thumb distal phalanx and the little finger distal joint. For the thumb, the greatest forces were applied by the most proximal areas with 36.2 ± 23.3 and

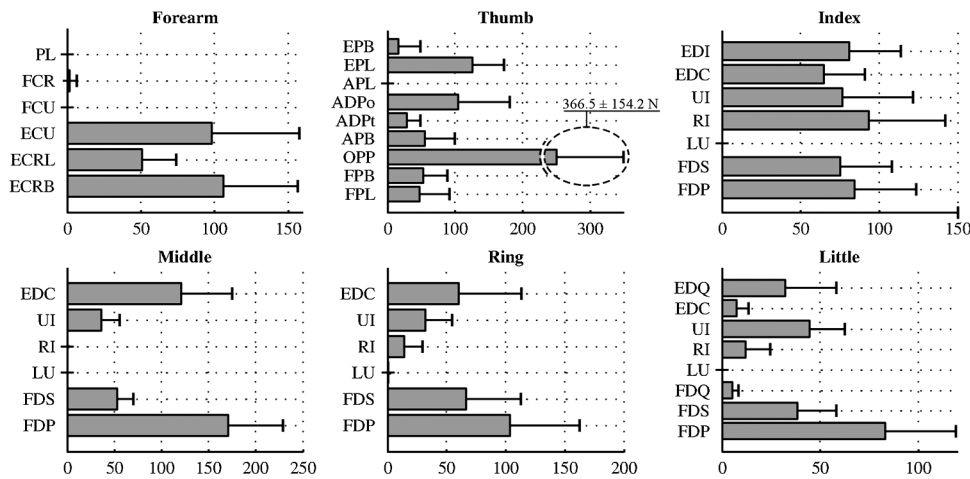


FIGURE 4—Mean muscle tensions (N). Error bars represent SD. ECRB indicates extensor carpi radialis brevis; ECRL, extensor carpi radialis longus; ECU, extensor carpi ulnaris; FCU, flexor carpi ulnaris; FCR, flexor carpi radialis; PL, palmaris longus; FPL, flexor pollicis longus; FPB, flexor pollicis brevis; OPP, opponens pollicis; APB, abductor pollicis brevis; ADPt, adductor pollicis transverse head; ADPo, adductor pollicis oblique head; APL, abductor pollicis longus; EPL, extensor pollicis longus; EDI, extensor digitorum indicis; EPB, extensor pollicis brevis; FDQ, flexor digitorum quinti; EDQ, extensor digitorum quinti.

57.7 ± 22.9 N for metacarpal and MP joint areas, respectively, against 14.2 ± 12.0, 17.6 ± 14.2, and 0 N for other areas. The inverse phenomenon was observed for long fingers because the highest forces were bore by the distal phalanx, with 49.0 ± 18.6, 55.9 ± 20.6, 37.3 ± 22.1, and 34.8 ± 15.7 N for the index, middle, ring, and little fingers, respectively. However, one should note that the force exerted by the index finger proximal phalanx was as high as that on the distal phalanx, with 49.4 ± 22.9 N. Concerning the distribution of the resultant force for all areas, the greatest force was applied by the index finger with 25.5% of the resultant followed by the thumb, middle, ring, and little fingers with 23.8%, 22.4%, 17.8%, and 10.5%, respectively.

MCP joints of the four long fingers were highly flexed, with a mean F–E angle among the four fingers of 77.6° ± 3.4° and slightly adducted with a mean A–A angle among the four fingers of –2.2° ± 1.6°. The flexion angles of the PIP joints were greater than those of the DIP joints, with mean values among the four fingers of 59.7° ± 12.8° and 49.8° ± 3.7°, respectively. Only the little finger did not follow this trend with 41.6° ± 10.0° for the PIP joint and 52.9° ± 7.4° for the DIP joint. TMC joint is slightly extended and adducted with F–E and A–A angles of –9.5° ± 9.0° and –10.4° ± 6.5°, respectively. The IP and MP joints were largely flexed with 56.5° ± 14.9° and 43.9° ± 11.4°, re-

spectively. MP joint showed a slight adduction with –7.3° ± 11° in A–A. The wrist joint was extended and slightly abducted with F–E and A–A angles of –34.3° ± 10.0° and 4.8° ± 9.5°, respectively.

Muscle tensions of the five fingers and the forearm are shown in Figure 4. From an overall point of view, values ranged from 0 N for lumbrical muscles to nearly 370 N for the opponent muscle of the thumb. Muscle tensions–external forces ratios are presented in Table 1. These ratios ranged from 0 for lumbrical muscles to 2.83 for the opponent muscle. Interestingly, muscle tensions of the long fingers showed high values for the FDP and the extensors. FDP muscle tensions of the index, middle, ring, and little fingers were 84.3 ± 39.5, 170.8 ± 58.0, 103.8 ± 59.0, and 83.0 ± 36.0 N, respectively. FDP ratios ranged from 0.65 and 1.52. In comparison with FDP muscles, FDS muscles were less solicited, with a mean tension and a mean ratio among the four fingers of 58.1 ± 29.2 N and 0.59 ± 0.24, respectively. The tension values of all lumbrical muscles were lower than 0.1 N, except for the ring finger with 0.4 ± 1.5 N. Radial (RI) and ulnar (UI) interossei muscles were activated differently among long fingers without any real trend; from an overall point of view, their tension in the index finger was higher than that in the middle, ring, and little fingers. Concerning extensors, for the middle and ring fingers, EDC muscles

TABLE 1. Mean ratios of muscle tension and external force for the thumb, index, middle, ring, and little fingers.

		FPL	FPB	OPP	APB	ADPt	ADPo	APL	EPL	EPB
Thumb	Mean	0.36	0.44	2.83	0.40	0.22	0.83	0.00	1.00	0.13
	SD	0.36	0.24	0.34	0.26	0.14	0.51	0.00	0.25	0.22
Index	Mean	0.65	0.55	—	0.00	0.67	0.55	0.48	0.60	—
	SD	0.35	0.16	—	0.00	0.30	0.30	0.14	0.18	—
Middle	Mean	1.41	0.44	—	0.00	0.00	0.30	1.01	—	—
	SD	0.36	0.14	—	0.00	0.01	0.15	0.40	—	—
Ring	Mean	1.08	0.69	—	0.00	0.15	0.33	0.60	—	—
	SD	0.49	0.39	—	0.01	0.13	0.16	0.47	—	—
Little	Mean	1.52	0.67	0.09	0.00	0.21	0.80	0.14	—	0.62
	SD	0.43	0.27	0.05	0.00	0.20	0.23	0.10	—	0.45

showed tensions of 120.9 ± 54.0 and 60.0 ± 53.4 N, respectively, and ratios of 1.01 ± 0.40 and 0.60 ± 0.47 , respectively. The index and little fingers EDC muscle ratios were lower than those of the middle and ring fingers, but they have both one own extensor muscle: EDI for the index finger and EDQ for the little finger. For comparison with other fingers, the sum of both extensor values was thus considered for these two fingers. Index extensor tension sum (EDC and EDI) was 145.7 ± 59.1 N. The sum of little finger EDC and EDQ muscle tensions was 39.5 ± 32.2 N. For the thumb, opponens muscle was highly implicated and showed the greatest values of tension and ratio among all the 42 muscles of the model with 366.5 ± 154.2 N and 2.83 ± 0.3 , respectively. EPL and ADPo muscle tensions were relatively high with 125.5 ± 47.5 and 104.5 ± 76.7 N, respectively, and associated ratios were 1.0 ± 0.25 and 0.83 ± 0.51 , respectively. APB, FPB, FPL, ADPt, and EPB muscles were slightly solicited with ratio ranged from 0.13 to 0.44 and tensions of 54.9 ± 45.3 , 53.2 ± 35.3 , 47.0 ± 45.2 , 28.2 ± 20.7 , and 16.0 ± 32.6 N, respectively. APL was found to be nonactivated with a tension and a ratio close to null values. For the wrist, results showed flexor (PL, FCR, FCU) muscle tensions close to zero, whereas those of extensor muscles (ECRB, ECRL, ECU) were relatively high with 106.0 ± 50.5 , 50.9 ± 23.3 , and 98.1 ± 59.4 N, respectively.

Figure 5 shows the joint forces for each finger. Values ranged from 59.8 ± 24.9 N for the little finger DIP joint to 624.2 ± 251.1 N for the thumb TMC joint. For each finger, there was a significant effect of *joint* on joint forces (thumb finger: $F_{2,20} = 52.3$, $P < 0.05$; index finger: $F_{2,20} = 40.9$, $P < 0.05$; middle finger: $F_{2,20} = 43.5$, $P < 0.05$; ring finger: $F_{2,20} = 36.6$, $P < 0.05$; little finger: $F_{2,20} = 38.7$, $P < 0.05$). For all fingers, the force applied on the “distal” (thumb IP or finger DIP) joint was significantly lower than that applied on the “proximal” (thumb TMC or finger MCP) joint ($P < 0.05$). Results showed that little finger joint forces progressively increased in the proximal direction because

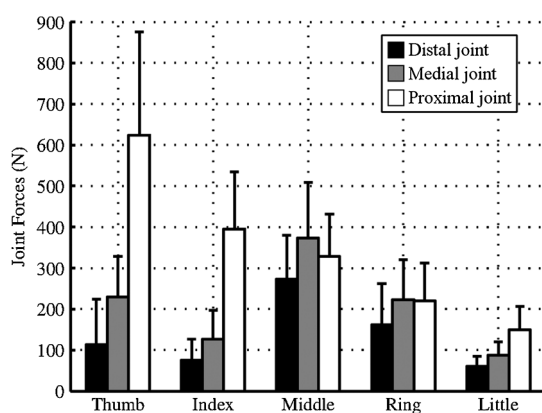


FIGURE 5—Mean joint forces (N). Error bars represent SD. The values displayed in the figure correspond to the norm of the joint force vector computed in equation 6. “Distal” joint refers to the thumb IP or a finger DIP joint, “medial” joint refers the thumb MP or a finger PIP joint, and “proximal” joint refers to the thumb TMC or a finger MCP joint.

PIP joint force was significantly higher than that applied on the DIP joint and significantly lower than that applied on the MCP joint ($P < 0.05$). Results concerning other “medial” (thumb MP or finger PIP) joints varied among fingers. For the thumb and index fingers, the force applied on the medial joint was lower than that applied on the proximal joint ($P < 0.05$) but was not higher than that applied on the distal one ($P = 0.094$ and $P = 0.38$ for the thumb and index fingers, respectively). For the middle finger, the PIP joint force was higher than that applied on the MCP and the DIP joints ($P < 0.05$). Finally, the ring finger PIP joint force was only higher than that of the DIP joint ($P < 0.05$).

DISCUSSION

In this study, a method has been developed to measure and input the forces associated to 25 anatomical areas of the hand during a power grip task. These forces were determined by combining the signals obtained from a pressure map, which provided the force distribution at the hand/handle interface, and from a six-beam handle sensor, which recorded the grip force intensity. The major advantage of this measurement design was to provide accurate data both in localization and intensity. Unlike to dynamometric pincers typically used, the system presented in this study records external forces not only in one direction but all around the circumference of the handle. It was already shown in a study of Wimer et al. (37) that, by splitting a cylindrical dynamometer into six beams, the measured force value represents 95.5% of the real grip force, whereas with two beams, this rate is only of 63.7%. In addition, the present results showed an MHF of approximately 800 N, which is in good accordance with the results of Wimer et al. (37) who used a similar device. In the current results, the resultant force of all the five fingers’ areas reached 537.4 N and was distributed so that 23.8%, 25.5%, 22.4%, 17.8%, and 10.5% was applied by the thumb, the index, the middle, the ring, and the little finger, respectively. Comparable values were observed by Kong and Lowe (19), Lee and Rim (22), and Amis (1) for similar cylinder diameters, although they did not measure the thumb forces. The force distribution among fingers during power grip was previously investigated and seems to be related to wrist equilibrium conditions and also to the thumb opposition (26,36). It should be noted, however, that only few authors recorded the thumb forces when grasping a cylindrical handle (13,30) and none of them took into account its proximal anatomical areas. Therefore, the measurement system presented in this study is also providing new insight on the force balance between the fingers, and such information is important for the understanding of hand control during power grip. Moreover, because previous studies showed that handle size and shape have direct effects on the force distribution among fingers and phalanges (18,19), further studies should investigate these parameters to improve handle design.

The repartition of grip force among finger phalanges indicated a great implication of distal phalanges of the long fingers compared with their proximal and medial ones. This distribution is in agreement with previous force measurements during power grip tasks (19,22). Interestingly, an inverse phenomenon was observed for the thumb for which proximal areas bore the lowest forces. This antagonism could be explained by the geometrical opposition around the handle circumference between the thumb proximal anatomical areas and the long fingers' distal phalanges. As a consequence, proximal areas of the thumb are more inclined to equilibrate high forces applied by distal phalanges of the long fingers. Thus, despite a large contact area between the hand palm surface and the handle, the repartition of grip forces resulted in high-intensity forces located on precise points instead of being homogeneously distributed. Such organization could induce many discomfort problems (blisters, burnings, or friction) and could also lead to pathologic conditions associated to the oversolicitation of particular muscles (discussed below). For these reasons, it could be interesting for ergonomists to modify the shape at hand/handle interface to obtain a repartition of external forces among phalanx more homogeneous than for a cylinder.

Muscle tensions. Muscle tension–external force ratios values obtained in our study were coherent with those observed in the literature for various hand/finger tasks. In fact, all our ratios were lower than 3, whereas previously reported values ranged from 0 to 7 (2,9,10,14,34). Without going into a detailed description of each muscle, the most interesting results related to muscle tensions concern deep flexor (FDP) and extensor muscles. High FDP tensions of the index, middle, ring, and little fingers were induced by the high external force values exerted on the distal phalanges. FDP is indeed the only muscle that can develop a flexion moment about the distal (DIP) joint and was consequently highly solicited. In the literature, the biomechanical models used for the study of power grip did not provide the same organization of muscle tensions (2,14,27). In those previous studies, FDP muscles were also highly solicited, but in contrast to the present results, extensor muscle ratios were null and FDS muscles were always implicated to a similar or higher level than FDP. Such differences are probably due to the use of models that considered only one finger (2,14) or neglected the interdependence between fingers (27). By including wrist and finger interactions in this hand model, new quantification and information regarding muscle tension organization were provided here and could help to better understand the pathomechanisms of musculoskeletal disorders related to high-power grip force activities. The high solicitations of FDP muscles estimated by the model seem to indicate that the practice of high-power grip force put the muscle belly and tendons of FDP and the surrounding tissues at risk of damages. This exposition to inflammation, thickening, or even rupture is increased when the power grip task is repetitive as it could be in industrial workplaces (15). One possible way to prevent injuries would be to adapt the han-

dle ergonomics to obtain a more homogeneous load sharing among muscles.

Interestingly, extensor muscles of the long fingers (EDI, EDQ and the four EDC) and the wrist (ECRB, ECRL, ECU) were also much implicated during the power grip task with sometimes similar activation levels than those of flexors. This phenomenon is associated to the power grip task itself. As Snijders et al. (31) explained, the great activations of FDP muscles lead to a high-flexion muscle moment about the wrist joint, whereas external force moments are slight because of the force equilibrium all around the hand/handle interface. Therefore, high actions of extensor muscles are required to maintain the wrist moment equilibrium. By considering all articulations, including the wrist, and by taking into account the fingers in close interaction, this biomechanical model revealed and quantified cocontraction states. Keir and Wells (17) also described such phenomenon with a one-finger/wrist model. However, the cocontraction was not fully investigated because only net muscle moments were observed, and muscles were grouped so that the wrist was only mobilized by one extensor and one flexor. Besides, all muscle tensions were not estimated in the same process because the finger and the wrist were simulated by two different models. More generally, Jinha et al. (16) also observed that polyarticulated models result in a better prediction of cocontraction. Previous studies focused on power grip (2,14,27) did not include wrist in their model so that they never identified this phenomenon. These particular wrist equilibrium and cocontraction level could explain why extensors are frequently affected by tendon pathologic conditions, such as “tennis elbow,” whereas power grip is a flexion task (31). In addition, this muscle load sharing directly supports motor control theories, which suggest that finger force sharing is strongly associated with the wrist equilibrium (36,39).

The most remarkable result concerning the thumb muscles was that flexors were not much implicated. Those low solicitations are coherent with the absence of force recording on the distal phalanx. Unlike other fingers of the present model, the directions of force vectors applied on the thumb segments were orthogonal to the longitudinal axis of the handle. These particular force orientations led to external force moments with similar actions on abduction–adduction and on flexion–extension DoF of the thumb joints. Thus, a dissimilar muscle load sharing was observed for the thumb compared with other fingers. In the same way, the high values obtained for ADPO seems realistic because the inputted external forces represent abduction joint moments. As observed for extensor muscles of the long fingers, EPL was also highly activated to participate in the wrist joint equilibrium. The opponent muscle showed the highest tensions and ratios among all the 42 muscles considered. Nevertheless, this result might not be physiologically realistic because Vigouroux et al. (33) showed that tension of the opponent muscle could be overestimated by biomechanical models. Those nonphysiological estimations are probably

due to the complexity and the hypothesis related to the TMC joint kinematics (12,32,33). Cooney and Chao (10) are the only authors who studied muscle tensions of the thumb during a power grip task. They observed very different tension distribution from ours. However, only one effort was assumed to act on the thumb and was applied on the distal phalanx, whereas no force was recorded on this area during our experimentations. Besides, to simplify the muscle tension estimations, they neglected the actions of extensors. Therefore, by using experimentally measured force input and by considering the thumb in interaction with other fingers and with the wrist, the present study provided a more complete and new insight into the thumb biomechanics during power grip.

The optimization process has been adapted here by adding the c coefficient (equation 3) because no possible muscle load distribution was initially found for balancing the recorded force performances. In fact, the optimization process was “overconstrained” by the muscle force capabilities classically reported in the literature. Although such limitation has no consequences when studying low-force tasks, not a single solution was feasible in our study because the input data concerned maximal voluntary contractions. Several inconsistencies inherent to hand musculoskeletal modeling could explain this problem, especially the hypotheses related to the PCSA and the maximum muscle stress. The PCSA values used here might have been underestimated because they were adapted from elderly cadaver specimens. Besides, the scaling relationship was only based on subject’s hand size (29) and was the same for all muscles. As for PCSA, the maximum muscle stress value could be different for every person, but to our knowledge, no studies investigated the individualization of these parameters according to individual training, health, gender, or age. In addition, the maximum muscle stress probably varies among muscles (4), whereas the same $35.4 \text{ N}\cdot\text{cm}^{-2}$ value is always used for all the finger muscles in the literature (28,32). All these inconsistencies were particularly highlighted during the present study because the inputs corresponded to maximal grip forces of healthy young subjects. To counteract all these limitations, we increased the muscle force capabilities usually reported in the literature by adding the c coefficient in the upper boundary of the optimization process (equation 3). Regardless of this adjustment, the obtained estimations were still physiologically coherent because all muscle tension–external force ratios were smaller than 3 and in a similar range than values reported with other modeling (14) and *in vitro* direct tendon force measurements (15).

Joint forces. Previously, the joint forces were only investigated through index finger (2,9,14) or thumb (10) models. Data obtained in the present study are thus of great importance because all finger joint forces have been considered during a power grip task. Except for the middle finger, results showed that joint forces increased in the distoproximal direction along each finger. This trend is caused by muscle tensions. For each finger, the number of muscles

crossing a joint is incrementing proximally; consequently, a compression effort is increasing in the same direction (34). This joint compression was particularly pronounced here because muscle tensions were relatively high, and almost all muscles were implicated because of the cocontraction phenomenon. In the literature, Cooney and Chao (10) studied joint forces of the thumb, whereas Fok and Chou (14) and Chao et al. (9) focused on the index finger. All of them indicated a similar direction of increasing during power grip tasks. Vigouroux et al. (34) used a similar biomechanical modeling to that presented here to analyze forces in the thumb and index fingers during a pulp pinch grip task. In this study, the joint forces also increased proximally along the two modeled fingers. Therefore, this trend seems to be more related to intrinsic factors than to the conditions of the gripping tasks. However, when normalizing the joint forces by the exerted external forces, higher joint loadings were observed for the pinch grip than for the power grip: joint forces were 15 times higher than external forces in the study of Vigouroux et al. (34) against only 5 times higher in the current study. Further studies should thus investigate the influence of the gripping task on the joint and muscle forces. From a clinical point of view, our data could be used by orthopedics designers to simulate mechanical behavior of prosthesis under maximal loadings for instance.

CONCLUSIONS

Some limitations should be considered for this study. Among them, the ones related to biomechanical modeling concerns the simplified kinematic model of TMC joint, the hypothesis associated to the optimization process, and the use of generic anthropometric data. Especially, normative models have been used for muscle, tendon, and ligament parameters with only few individualization factors. An adjustment (coefficient c) of the muscle force capabilities was also necessary to find a feasible muscle load distribution, but output muscle ratio values were in similar ranges as the ones reported in the literature. In the same way, force/length and force/speed relationships should be taken into account because the actual assumption was that muscles were able to provide their maximal force in any situation. For these reasons, improvements are necessary in the individualization of muscle modeling and could result in more physiological estimations. Other limitations concern the force measurements system, which superposed two acquisition systems. However, at the current state of knowledge, no other acquisition system exists to accurately determine forces applied on 25 anatomical areas of the five fingers. Thus, despite these limitations, the measurements and the estimations performed in this study gave new insights on the muscle and joint forces during power grip tasks. These data could complete clinical and ergonomic investigations on musculoskeletal disorders such as lateral epicondylalgia or thumb base osteoarthritis.

The Institute of Movement Sciences is using equipment of Oxylane Research for data acquisition.

There were no external funding sources used in the preparation of this article.

REFERENCES

1. Amis AA. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. *J Biomech Eng.* 1987; 9(4):313–20.
2. An KN, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL. Forces in the normal and abnormal hand. *J Orthop Res.* 1985;3(2):202–11.
3. Brook N, Mizrahi J, Shoham M, Dayan J. A biomechanical model of index finger dynamics. *Med Eng Phys.* 1995;17(1):54–63.
4. Buchanan TS. Evidence that maximum muscle stress is not a constant: differences in specific tension in elbow flexors and extensors. *Med Eng Phys.* 1995;17(7):529–36.
5. Buchholz B, Armstrong TJ, Goldstein SA. Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand. *Ergonomics.* 1992;35(3):261–73.
6. Chadwick EKJ, Nicol AC. A novel force transducer for the measurement of grip force. *J Biomech.* 2001;34(1):125–8.
7. Chaisson CE, Zhang Y, Sharma L, Kannel W, Felson DT. Grip strength and the risk of developing radiographic hand osteoarthritis: results from the Framingham Study. *Arthritis Rheum.* 1999; 42(1):33–8.
8. Chao EY, An KN, Cooney WP III, Linscheid RL. *Biomechanics of the Hand: A Basic Research Study.* Singapore, SG: World Scientific; 1989. p. 5–30, 31–52, 163–178.
9. Chao EY, Oprande JD, Axmear FE. Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *J Biomech.* 1976;9(6):387–96, IN2.
10. Cooney W, Chao E. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *J Bone Joint Surg Am.* 1977; 59(1):27–36.
11. Cooney W, Lucca M, Chao E, Linscheid R. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1981; 63(9):1371–81.
12. Domalain M. Modélisation biomécanique de la main pour l'estimation des contraintes du système musculo-squelettique lors de la préhension pouce-index [dissertation]. Marseille (France): University of Aix-Marseille 2; 2010. p. 97–108.
13. Enders LR, Seo NJ. Phalanx force magnitude and trajectory deviation increased during power grip with an increased coefficient of friction at the hand-object interface. *J Biomech.* 2011;44(8):1447–53.
14. Fok KS, Chou SM. Development of a finger biomechanical model and its considerations. *J Biomech.* 2010;43(4):701–13.
15. Freivalds A. *Biomechanics of the Upper Extremities: Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries.* Boca Raton, FL: CRC Press; 2004. p. 215–227, 233–238, 275–288.
16. Jinha A, Ait-Haddou R, Herzog W. Predictions of co-contraction depend critically on degrees-of-freedom in the musculoskeletal model. *J Biomech.* 2006;39(6):1145–52.
17. Keir PJ, Wells RP. The effect of typing posture on wrist extensor muscle loading. *Hum Factors.* 2002;44(3):392–403.
18. Kong Y-K, Lowe BD, Lee S-J, Krieg EF. Evaluation of handle shapes for screwdriving. *Appl Ergon.* 2008;39(2):191–8.
19. Kong Y-K, Lowe BD. Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *Int J Ind Ergon.* 2005;35(6):495–507.
20. Kramer AM, Knudson DV. Grip strength and fatigue in junior college tennis players. *Percept Mot Skills.* 1992;75(2):363–6.
21. Landsmeer JM. Studies in the anatomy of articulation. I. The equilibrium of the “intercalated” bone. *Acta Morphol Neerl Scand.* 1961;3:287–303.
22. Lee JW, Rim K. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. *J Biomed Eng.* 1991; 13(2):152–62.
23. Lemay MA, Crago PE. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *J Biomech.* 1996;29(10): 1319–30.
24. Mogk J, Keir P. The effects of posture on forearm muscle loading during gripping. *Ergonomics.* 2003;46(9):956–75.
25. Ramsay JW, Hunter BV, Gonzalez RV. Muscle moment arm and normalized moment contributions as reference data for musculoskeletal elbow and wrist joint models. *J Biomech.* 2009;42(4): 463–73.
26. Rossi J, Berton E, Grélot L, Barla C, Vigouroux L. Characterization of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics.* 2012;55(6):682–92.
27. Sancho-Bru JL, Perez-Gonzalez A, Vergara M, Giurintano DJ. A 3D biomechanical model of the hand for power grip. *J Biomech Eng.* 2003;125(1):78–83.
28. Sancho-Bru JL, Pérez-González A, Vergara-Monedero M, Giurintano D. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *J Biomech.* 2001;34(11):1491–1500.
29. Sancho-Bru JL, Vergara M, Rodríguez-Cervantes P-J, Giurintano DJ, Pérez-González A. Scalability of the muscular action in a parametric 3D model of the index finger. *Ann Biomed Eng.* 2008; 36(1):102–7.
30. Seo NJ, Armstrong TJ, Ashton-Miller JA, Chaffin DB. The effect of torque direction and cylindrical handle diameter on the coupling between the hand and a cylindrical handle. *J Biomech.* 2007; 40(14):3236–43.
31. Snijders CJ, Volkens AC, Mechelse K, Vleeming A. Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. *Med Sci Sports Exerc.* 1987;19(5):518–23.
32. Valero-Cuevas FJ, Johanson ME, Towles JD. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *J Biomech.* 2003;36(7):1019–30.
33. Vigouroux L, Domalain M, Berton E. Comparison of tendon tensions estimated from two biomechanical models of the thumb. *J Biomech.* 2009;42(11):1772–7.
34. Vigouroux L, Domalain M, Berton E. Effect of object width on muscle and joint forces during thumb-index finger grasping. *J Appl Biomech.* 2011;27(3):173–80.
35. Vigouroux L, Quaine F, Pacllet F, Colloud F, Moutet F. Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: a biomechanical explanation. *Clin Biomech.* 2008;23(5):562–70.
36. Vigouroux L, Rossi J, Foissac M, Grélot L, Berton E. Finger force sharing during an adapted power grip task. *Neurosci Lett.* 2011; 504(3):290–4.
37. Wimer B, Dong RG, Welcome DE, Warren C, McDowell TW. Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle. *Med Eng Phys.* 2009;31(6): 695–704.
38. Wu JZ, Dong RG, McDowell TW, Welcome DE. Modeling the finger joint moments in a hand at the maximal isometric grip: the effects of friction. *Med Eng Phys.* 2009;31(10):1214–8.
39. Zatsiorsky VM, Li Z-M, Latash ML. Coordinated force production in multi-finger tasks: finger interaction and neural network modeling. *Biol Cybern.* 1998;79(2):139–50.
40. Zatsiorsky VM. *Kinetics of Human Motion.* Champaign, IL: Human Kinetics; 2002. p. 600.

There is no conflict of interests concerning the preparation of this article.

The publication of this article does not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

ANNEXE B – ARTICLE « COMPARISON OF THREE LOCAL FRAME DEFINITIONS FOR THE KINEMATIC ANALYSIS OF THE FINGERS AND THE WRIST»

Goislard de Monsabert, B., Visser, J.M.A., Vigouroux, L., Van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., 2014. Comparison of three local frame definitions for the kinematic analysis of the fingers and the wrist. *Journal of Biomechanics* 47, 2590–2597.



Comparison of three local frame definitions for the kinematic analysis of the fingers and the wrist



B. Goislard de Monsabert^{a,b,*}, J.M.A. Visser^{b,c}, L. Vigouroux^a,
F.C.T. Van der Helm^b, H.E.J. Veeger^{b,d}

^a Aix-Marseille Université, CNRS, ISM UMR 7287, 13288, Marseille cedex 09, France

^b Department of BioMechanical Engineering, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands

^c Department of Human Kinetic Technology, The Hague University of Applied Sciences, The Hague, The Netherlands

^d Research Institute MOVE, VU Amsterdam, Amsterdam, The Netherlands

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 30 May 2014

Keywords:

Hand
Kinematics
Bony landmarks
Instantaneous helical axis
Cardan angles

ABSTRACT

Because the hand is a complex poly-articular limb, numerous methods have been proposed to investigate its kinematics therefore complicating the comparison between studies and the methodological choices. With the objective of overcoming such issues, the present study compared the effect of three local frame definitions on local axis orientations and joint angles of the fingers and the wrist. Three local frames were implemented for each segment. The “Reference” frames were aligned with global axes during a static neutral posture. The “Landmark” frames were computed using palpated bony landmarks. The “Functional” frames included a flexion–extension axis estimated during functional movements. These definitions were compared with regard to the deviations between obtained local segment axes and the evolution of joint (Cardan) angles during two test motions. Each definition resulted in specific local frame orientations with deviations of 15° in average for a given local axis. Interestingly, these deviations produced only slight differences (below 7°) regarding flexion–extension Cardan angles indicating that there is no preferred method when only interested in finger flexion–extension movements. In this case, the Reference method was the easiest to implement, but did not provide physiological results for the thumb. Using the Functional frames reduced the kinematic cross-talk on the secondary and tertiary Cardan angles by up to 20° indicating that the Functional definition is useful when investigating complex three-dimensional movements. Globally, the Landmark definition provides valuable results and, contrary to the other definitions, is applicable for finger deformities or compromised joint rotations.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Assessment of hand and wrist kinematics is relevant for many domains such as hand rehabilitation (Carpinella et al., 2006; Ellis and Bruton, 2002) and finger musculoskeletal modelling (Goislard de Monsabert et al., 2012; Sancho-Bru et al., 2001). However, because the hand is composed of many relatively small segments and comprises more than 15 joints, the measurement of its kinematics is actually quite challenging. Overall, the hand includes 22 degrees of freedom (DoF). Flexion–extension is the primary DoF for all hand joints and abduction–adduction is also possible for several joints but in smaller amplitudes. For the long fingers (i.e. the index, middle, ring and little fingers), while the distal and

proximal interphalangeal joints have only one DoF in flexion–extension, the metacarpophalangeal joint additionally allows abduction–adduction. For the thumb, the interphalangeal and metacarpophalangeal joints only moves in flexion–extension whereas the trapeziometacarpal (TMC) joint additionally allows abduction–adduction. The other finger joint rotations are considered as passive, i.e. not mobilised by muscles. The wrist is generally considered as a two-DoF joint (Buchanan et al., 1993).

Generally, the joint kinematics are deduced from the relative motions between the distal and proximal segments (Cappozzo et al., 2005). To this aim, a local frame should be computed for each segment for which two definitions exist (Kontaxis et al., 2009). i) An anatomical frame represents a local expression of the anatomical reference planes, namely sagittal, frontal and transversal, and is generally defined by bony landmarks (further referred as “Landmark” frames) or aligned with an external frame during a postural pose (further referred as “Reference” frames). ii) A Functional frame is specifically intended to describe the kinematics of a joint with one of

* Corresponding author at: Institut des Sciences du Mouvement, 163 avenue de Luminy, BP910, 13288, Marseille, cedex 09, France. Tel.: +33491170478; fax: +33491172252.

E-mail address: benjamin.demonsabert@gmail.com (B. Goislard de Monsabert).

Notation

$\mathbf{B}_0(x_0, y_0, z_0)$	Global frame and associated axes
${}^S\mathbf{B}_d({}^Sx_d, {}^Sy_d, {}^Sz_d)$	Local frame and associated axes of the s segment obtained using the d local frame definition. (d is “R” for Reference, “L” for Landmark or “F” for functional)
${}^{d1}\mathbf{M}_{d2}$	Transformation matrix between two local frames obtained with different definitions ($d1$ and $d2$) for a given segment.
${}^{s1}\mathbf{T}_{s2}$	Transformation matrix between two segments ($s1$ and $s2$) for a given local frame definition.
$\mathbf{R}_{(v,\alpha)}$	Elementary rotation matrix for a rotation of α about a v axis.

$\mathbf{u}_{(P1,P2)}$	Unit vector associated to the vector going from the P1 to the P2 points
$\mathbf{v}_{IHA}(t)$	Instantaneous helical axis for a given time sample
\mathbf{v}_{flex}	Flexion–extension axis estimated during a functional movement
θ_{var}	Variation in direction of instantaneous helical axis regarding the final flexion–extension axis.
Δ_{tot}	Total deviation between the local frames obtained with two different definitions of a given segment.
$\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z$	Axis deviations between the local axes obtained with two different definitions of a given segment.

its axes aligned with a joint functional axis (further referred as “Functional” frames).

For metacarpals and phalanges, the ISB recommended an anatomical frame with a longitudinal axis defined between the geometrical centres of the head and the base of the segment (Wu et al., 2005). However, these points are neither palpable nor easy to estimate experimentally. As a result, alternative local frame definitions are used based on either palpable bony landmarks (Buczek et al., 2011; Metcalf et al., 2008) or functional axes (Cerveri et al., 2005; Miyata et al., 2004; Zhang, 2003). For the TMC joint, the ISB recommended to refer to Cooney et al. (1981) who have expressed the trapezium local frame relatively to the third metacarpal one. Because the trapezium bone does not present palpable landmark, the TMC joint rotations have been either expressed regarding the third metacarpal (Carpinella et al., 2006; Cooney et al., 1981) or investigated through medical imaging of the thumb bones (Cerveri et al., 2008; Cheze et al., 2009). For the radius, the recommendations of the ISB for the elbow joint are generally used (Van der Helm and Veeger, 1996; Wu et al., 2005).

Since no consensus exists for the computation of local frames for hand segments, the comparison and integration of results from different investigations of hand kinematics is complicated at least. In addition, all approaches have specific pros and cons that thwart the use of a standard approach. To overcome such issues, the objective of this study was to quantify the effect of the local frame definition for hand segments on local axes' orientation and on estimated joint angles. A complete protocol was conducted, including bony landmarks' palpation and functional movements, to implement three definitions: i) the Reference frame, ii) the Landmark frame (adapted from the ISB recommendations) and iii) the Functional frame. We hypothesise that each of the three definitions will result in specific orientations of the local segment axes and that using the Functional frames will reduce the kinematic cross-talk between the flexion–extension Cardan angles and the other angles.

2. Materials and Methods

2.1. Experimental set up and protocol

A right-handed male (age: 31 years, height: 184 cm, hand length: 20.6 cm) with no history of trauma or pathologies to the right upper limb participated in the experiments after signing an informed consent. The comparison of the three definitions was based on a same single dataset acquired with this subject. The study of a population sample could have interfered with our objectives because the differences between local frame definitions could differ for each individual which could introduce a sample bias in the interpretation of the results.

Three-dimensional positions of hand and forearm segments were tracked using three Optotrak camera sets (Northern Digital Inc., Canada, nominal accuracy:

0.3 mm) and 51 active markers (Fig. 1B) with a 25-Hz sampling rate. Each segment was tracked using three markers not located on bony landmarks (Kontaxis et al., 2009). To facilitate marker equipment, markers were glued on small plates, three per plate, which were then fastened on the hand using gel tube bandage for the phalanges, double-sided tape for the first and the third metacarpals, and elastic ribbons for the radius.

First, data were acquired to implement the three definitions. This dataset included the position of bony landmarks (Table 1) palpated with a six-marker pointer (accuracy: 0.4 mm) and the positions of the markers during a static reference posture (described below) and during functional flexion–extension movements (Table 2). Then, to compare the three definitions in dynamic conditions, the subject performed two test motions: the first consisted in a series of long finger flexion motions (straight fingers to fist posture) and the second to the grasping of a 7-cm diameter field hockey ball.

2.2. Local frame definitions

Three local frame definitions were implemented for each hand segment (Table 3). In accordance with the terminology Kontaxis et al. (2009), the Reference and the Landmark definitions corresponded to two different implementations of

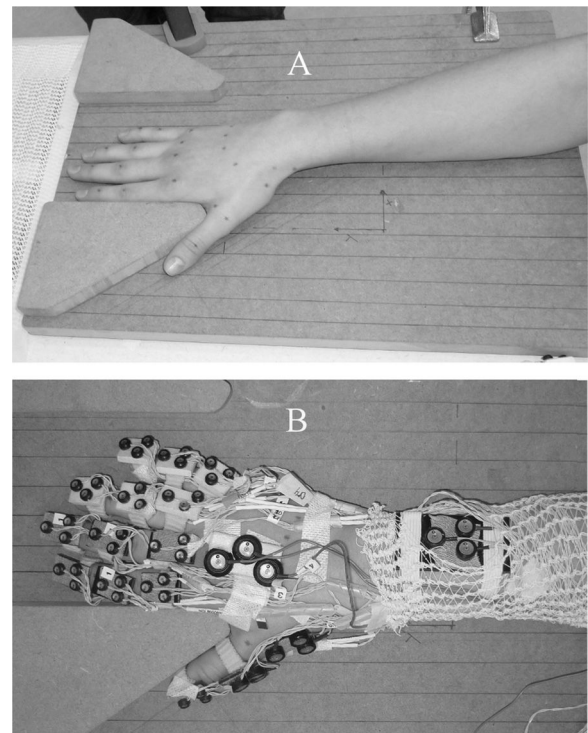


Fig. 1. A: Experimental setup showing a subject's hand apposed on the specially designed reference board prior to marker equipment. The bony landmarks were marked by dots prior to marker placement. - B: The marker set used to record kinematic data of the forearm and the five fingers.

anatomical frames and the Functional definition included a functional joint rotation axis. The axes' names and the sign convention were the same for the three definitions:

- **x** was the transverse axis and was radially oriented
- **y** was the longitudinal axis and was proximally oriented
- **z** was the sagittal axis and was dorsally oriented.

These definitions were different from the ISB recommendations and were chosen for the estimation of Cardan angles. The sequence chosen for Cardan angles decomposition was flexion–abduction–pronation (**x–z'–y"** in this case) as proposed by An et al. (1979) and usually used for finger musculoskeletal modelling. The **x** axis corresponded to the flexion–extension movements and the axes' orientations were such that flexion, abduction and pronation represented positive angles.

2.2.1. Reference frame

The Reference frames corresponded to anatomical axes which were aligned with the laboratory global frame during the static reference posture (Table 3). To help the subject in positioning his hand with regard to the global frame, a "reference board" was specially designed (Fig. 1). In particular, the calibration of the optoelectronic system was adapted so that the reference board was aligned with the laboratory global frame and defined a global **x₀–y₀** plane with an ascendant **z₀** axis. The static reference posture corresponded to neutral joint positions as described in the ISB recommendations and was such that the third metacarpal was aligned with the long axis of the forearm, the long fingers' phalanges were aligned with each other and also with the long axis of the forearm and the thumb phalanges were aligned with each other. Since the TMC joint rotations cannot be visually assessed, it was decided that the thumb should be in the palm plane and oriented at 35° of abduction of the third metacarpal.

2.2.2. Landmark frame

The Landmark frames corresponded to anatomical axes which were implemented using bony landmarks' position and global axes (Table 3). Overall, 30 bony landmarks

Table 1
Name and location of the palpated bony landmarks.

Name	Location
Forearm	
EL	Most caudal point on lateral epicondyle
EM	Most caudal point on medial epicondyle
US	Most caudal-medial point on ulnar styloid
RS	Most caudal-lateral point on radial styloid
Fingers	
MCb	Most dorsal point of the metacarpal base
MCh	Most dorsal point the metacarpal head
PPh	Most dorsal point of the proximal phalanx head
MPh	Most dorsal point the medial phalanx head
DPh	Most distal point of the distal phalanx head
Thumb	
MC1b	Most dorsal point of the first metacarpal base
MC1h	Most dorsal point of the first metacarpal head
MC1u	Most dorsal-ulnar point of the first metacarpal head
MC1r	Most dorsal-radial point of the first metacarpal head
PP1h	Most dorsal point of the thumb proximal phalanx head
DP1h	Most distal point the thumb proximal phalanx head

Table 2
Description of the functional movements for the estimation of the flexion–extension rotation axes.

Joints	Description of the global posture and the movement executed
Wrist	Forearm mid-pronated lying on a flat surface. The hand is moving alternatively in the palmar and dorsal direction with the ulnar side sliding on the surface.
Fingers*	Same posture than for the wrist flexion. All long fingers are moving back and forth from straight position to closed fist.
Thumb*	Same posture than for the wrist flexion. At rest, the thumb tip lies on the middle phalanx of the index finger which joints are slightly flexed. Then, the thumb is moved upward and downward without deviating from the plane which contained its phalanges at rest.
TMC joint	Same posture than for the wrist flexion. The thumb is moved in a plane as parallel as possible to the plane including the dorsal aspects of the second and third metacarpals. Subjects must minimise the thumb pronation–supination rotations.

* indicates that Metacarpophalangeal and interphalangeal joints were moved at the same time.

were palpated on the hand and forearm segments (Table 1) to define local frames. The implementation of this definition (presented in Table 3) was adapted from the propositions of the ISB. For the radius, the landmarks and the local frame computation were identical to those proposed by the ISB for the elbow motions (Wu et al., 2005). The local frame of the trapezium bone was expressed regarding to the third metacarpal using this transformation matrix:

$${}^{TRA}T_{MC3} = R_{(x, 46^\circ)} \times R_{(z, 35^\circ)} \times R_{(y, 82^\circ)} \quad [1]$$

2.2.3. Functional frame

The Functional frames were implemented using functional flexion–extension axes and global axes (Table 3). The flexion–extension axes of all considered hand joints were estimated from the relative orientation of proximal and distal marker clusters during the functional movements (Table 2). The functional axis (**v_{func}**) was the optimal direction vector computed from the instantaneous helical axes (IHA) obtained during the calibration movement (Veeger et al., 1997; Woltring, 1990). For the TMC joint, the clusters of the third and the first metacarpals were used. Contrary to the Landmark definition, the flexion–extension (**x**) axis was computed first and was directly the **v_{func}** vector.

To assess the accuracy of functional axes' direction, the angle between the final functional axis (**v_{flec}**) and an IHA (**v_{IHA}(t)**) of a given joint was computed for each sample and averaged:

$$\theta_{var} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \arccos(\mathbf{v}_{flec} \cdot \mathbf{v}_{IHA}(t)) \quad [2]$$

Table 3
Equations used to implement each definition.

	Local frame definition		
	Reference (R)	Landmark (L)	Functional (F)
Radius			
1st axis	x_R = x₀	y_L = u_(RS,EL)	x_F = v_{flec}
2nd axis	y_R = z₀ × x_R	z_L = u_(US,RS) × y_L	y_F = z₀ × x_F
3rd axis	z_R = x_R × y_R	x_L = y_L × z_L	z_F = x_F × y_F
Fingers*			
1st axis	x_R = x₀	y_L = u_(LP,LD)***	x_F = v_{flec}
2nd axis	z_R = z₀ × x_R	x_L = y_L × z₀	y_F = z₀ × x_F
3rd axis	z_R = x_R × y_R	z_L = x_L × y_L	z_F = x_F × y_F
Trapezium			
1st axis	x_R = R_(z, 35°)x₀	y_L = {}^{TRA}T_{MC3}{}^{MC3}y_L	x_F = v_{flec}
2nd axis	y_R = z₀ × x_R	x_L = y_L × ({}^{TRA}T_{MC3}{}^{MC3}z_L)	z_F = x_F × y_R
3rd axis	z_R = x_R × y_R	z_L = x_L × y_L	y_F = z_F × x_F
Thumb**			
1st axis	x_R = R_(z, 35°)x₀	y_L = u_(LP,LD)	x_F = v_{flec}
2nd axis	y_R = z₀ × x_R	z_L = u_(MPR,MPU) × y_L	z_F = x_F × y_R
3rd axis	z_R = x_R × y_R	x_L = y_L × z_L	y_F = z_F × x_F

Other notations are defined in the text or in the Nomenclature section.

* "Fingers" refers to the 2nd to 5th metacarpals and the phalanges of the long fingers

** "Thumb" refers to the first metacarpal and the phalanges of the thumb

*** LP and LD refer to the landmarks representing the proximal and distal ends of the segment, respectively.

2.3. Deviations between two definitions

For each segment, the three definitions were compared regarding the deviations between obtained local segment axes. These deviations were characterised by two variables. First, a total deviation value (Δ_{tot}) between two local frame definitions was computed for each segment using the axis-angle representation (De Vries et al., 2010). For example, the total deviation between the Reference and the Landmark frame of a given segment is computed as follows:

$$\Delta_{tot} = \arccos\left(\frac{\text{trace}({}^L\mathbf{M}_R) - 1}{2}\right) \text{ with } {}^L\mathbf{M}_R = (\mathbf{B}_R)^{-1} \times \mathbf{B}_L, \quad [3]$$

where the ${}^L\mathbf{M}_R$ matrix describes the relative orientation of the Reference (\mathbf{B}_R) and the Landmark (\mathbf{B}_L) local frames.

Then, axis deviations ($\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z$) between the local axes obtained with two different definitions were computed for each segment as the smallest angles between two vectors (De Vries et al., 2010). For instance, the three axis deviations between the Reference frame and the Landmark frame of a given segment were implemented as follows:

$$\begin{aligned} \Delta_x &= \arccos(\mathbf{x}_R \cdot \mathbf{x}_L) \\ \Delta_y &= \arccos(\mathbf{y}_R \cdot \mathbf{y}_L) \\ \Delta_z &= \arccos(\mathbf{z}_R \cdot \mathbf{z}_L) \end{aligned} \quad [4]$$

2.4. Comparison of estimated joint angles

The local frame definitions were also compared regarding the amplitudes of the joint angles estimated during the two test motions, i.e. finger-flexion and ball-grasping. The orientation of the local frames obtained with each definition was updated sample-by-sample based on the orientation of the marker clusters. The joint angles were then estimated, sample-by-sample and for each definition, by decomposing the relative orientation of proximal and distal local frames using the \mathbf{x} - \mathbf{z}' - \mathbf{y}'' sequence of Cardan angles presented above. For each definition, the amplitudes of the three Cardan angles were computed for each joint as the

difference between the maximum and the minimum angle values observed over all samples of a given test motion.

3. Results

3.1. Accuracy of functional axis

The variation in direction of IHA vectors (θ_{var}) ranged from 5.3° for the index finger PIP joint to 23.4° for the thumb TMC joint with a mean value of $11.04 \pm 4.43^\circ$ among all joints. Except for the TMC joint, the θ_{var} value was lower than 15° for each joint.

3.2. Deviations between two definitions

The deviations between two local frames differently defined varied widely depending on the segment considered (Fig. 2 and Table 4). The total deviation ranged from 4.9° to 36.9° among segments of the long fingers and the radius, and up to 70.8° for the thumb. For each segment except those of the thumb, the largest total deviation values were observed between Functional and Landmark frames. In correspondence with total deviation values, the axis deviations varied largely among segments and ranged between 0.1° and 32.5° for the long fingers and the radius, and up to 70.2° for the thumb. On average, the axis deviation (\mathbf{x}, \mathbf{y} or \mathbf{z}) between two definitions was around 15° , except for the thumb, where 60° deviations were observed. Low deviation values (below 10° in average) were observed between the \mathbf{x} axis of the Landmark

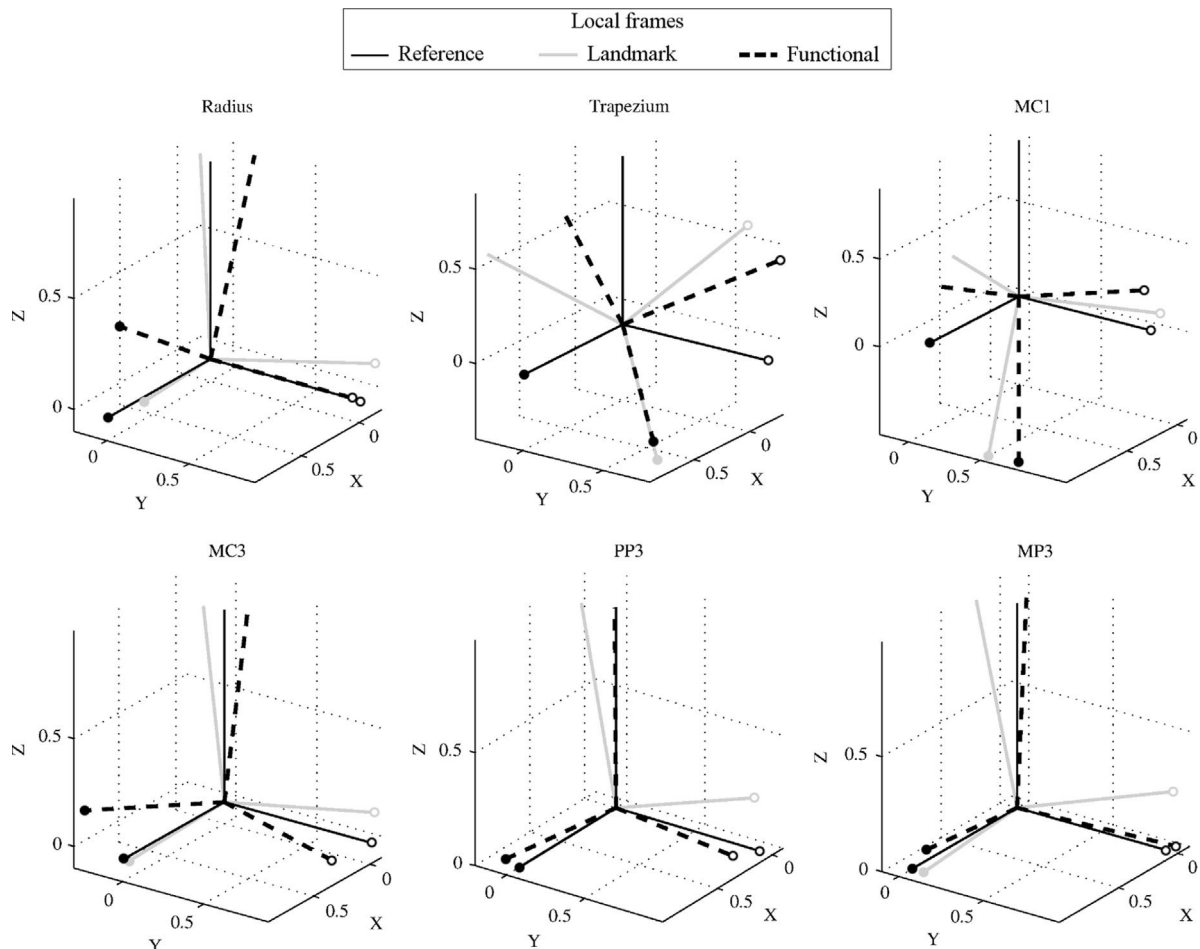


Fig. 2. Local frames obtained with the three definitions for several segments and expressed in the Reference frames. Solid black lines represent Reference frames, solid grey lines represent Landmark frames and dashed black lines represent Functional frames. \mathbf{x} axes are indicated by filled circles and \mathbf{y} axes by blank circles.

Table 4
Mean and range ([min ; max] ; \pm SD) values of the deviations (in degrees) between two local frame definitions for the long fingers and the Radius (17 segments) and for the thumb (4 segments).

	Long fingers and Radius			Thumb		
	Land./Ref	Func./Ref	Land./Func.	Land./Ref	Func./Ref	Land./Func.
Δ_{tot} (°)						
[Min; Max]	[6.5; 22.4]	[4.9; 28.1]	[14.9; 36.9]	[58.9; 68.2]	[45.0 ; 70.8]	[14.1; 34.9]
Mean. \pm SD	14.4 \pm 4.1	16.5 \pm 7.9	22.0 \pm 6.6	62.9 \pm 3.9	53.7 \pm 12.2	24.5 \pm 8.5
Δ_x (°)						
[Min; Max]	[0.1; 14.7]	[4.9; 27.9]	[4.9; 32.5]	[57.9; 60.3]	[44.8; 70.2]	[12.7; 19.1]
Mean. \pm SD	5.4 \pm 4.9	16.5 \pm 7.9	16.6 \pm 8.2	58.8 \pm 1.1	53.0 \pm 12.0	15.4 \pm 3.0
Δ_y (°)						
[Min; Max]	[6.5; 22.4]	[0.1; 18.9]	[9.4; 25.9]	[8.2; 44.4]	[10.6; 41.5]	[9.5; 24.5]
Mean. \pm SD	14.4 \pm 4.1	8.5 \pm 5.8	16.8 \pm 4.8	21.8 \pm 16.2	19.1 \pm 15.0	18.3 \pm 6.5
Δ_z (°)						
[Min; Max]	[4.1; 22.4]	[0.5; 25.8]	[7.5; 31.1]	[58.2; 62.9]	[35.3; 69.6]	[12.2; 39.5]
Mean. \pm SD	12.4 \pm 4.7	12.5 \pm 8.8	18.7 \pm 7.2	60.6 \pm 2.0	48.1 \pm 14.9	24.4 \pm 11.4

Table 5
Mean and range ([min ; max] ; \pm SD) of the differences (degrees) between the amplitudes of Cardan angles estimated with the three definitions during the finger-flexion and the ball-grasping test motions. Range, mean and standard values computed among the long fingers' joints (4 metacarpophalangeal, 4 proximal interphalangeal and 4 distal interphalangeal joints).

	Flexion motion			Ball-grasping motion		
	Land./Ref.	Func./Ref.	Land./Func.	Land./Ref.	Func./Ref.	Land./Func.
Flexion–extension						
[Min; Max]	[0.1 ; 4.2]	[0.1 ; 7.0]	[0.4; 5.6]	[0.0 ; 1.6]	[0.1 ; 3.1]	[0.2 ; 3.6]
Mean \pm SD	1.2 \pm 1.3	2.3 \pm 2.1	1.9 \pm 1.5	0.6 \pm 0.5	1.6 \pm 1.1	1.5 \pm 0.9
Abduction–adduction						
[Min; Max]	[0.1 ; 8.2]	[0.2 ; 23.6]	[0.2 ; 21.2]	[0.0 ; 5.9]	[1.2 ; 10.3]	[1.4 ; 5.5]
Mean \pm SD	4.1 \pm 3.2	10.7 \pm 9.1	8.6 \pm 6.9	1.6 \pm 1.6	4.3 \pm 2.8	3.6 \pm 1.5
Pronation–supination						
[Min; Max]	[0.8 ; 12.7]	[0.3 ; 13.2]	[1.2 ; 18.8]	[0.6 ; 6.2]	[0.3 ; 6.3]	[0.1 ; 12.4]
Mean \pm SD	4.3 \pm 3.5	5.3 \pm 3.3	7.2 \pm 6.2	2.1 \pm 1.7	2.9 \pm 2.1	3.0 \pm 3.5

and Reference frames and between the **y** axis of the Functional and Reference frames.

3.3. Comparison of estimated joint angles

The differences between Cardan angles obtained with each definition during the finger-flexion and the ball-grasping test motions are summarised in Table 5 and illustrated in Figs. 3 and 4. For the finger-flexion motion, the amplitudes estimated for the flexion–extension were comparable with a maximal difference of 7.0° between two definitions for a given joint (Table 5). During this motion, the Functional frames resulted in reduced amplitudes for abduction–adduction and pronation–supination with differences with another definition of up to 23.6° and 18.8°, respectively. During the ball grasping-motion, the long finger joints and the wrist exhibited similar results as during the finger-flexion motion with lower differences between definitions. For the thumb, the Cardan angles estimated with the Reference frames during ball-grasping resulted in higher amplitudes on all three Cardan angles with differences of up to 15° with other definitions (Fig. 4).

4. Discussion

Currently, the investigation of the hand kinematics remains challenging and there is neither a consensus on which method should be used nor a clear proposal regarding what could be used (Kontaxis et al., 2009). In this context, it is important to quantify

how the choice of a method can influence the kinematic analysis in order to facilitate the comparison and the integration of results from different studies. With this in mind, the present study conducted a complete protocol, including bony landmarks' palpation and functional movements, for the kinematic analysis of hand and wrist joints and compared three existing local frame definitions.

In agreement with our hypotheses, each definition resulted in specific local frame orientations with deviations between estimated axes of about 15° on average and up to 23.6° among long fingers' segments and the radius. Despite these deviations, the three definitions showed only small differences regarding flexion–extension Cardan angles, i.e. below 7° for all long finger joints. Therefore, for kinematic analyses focusing only on the estimation of flexion–extension for the long fingers regardless of the segment orientations, all three methods thus appear to be as suitable. However, the Functional frame definition exhibited lower amplitudes on the secondary (abduction–adduction) and tertiary (pronation–supination) Cardan angles and differed from other definitions for more than 20° on several joints. As Piazza and Cavanagh (2000) demonstrated for the knee, using a functional flexion axis tends to reduce the cross-talk between the three Cardan angles, leading to an easier interpretation of the second and third axis in terms of 'real' motion occurring in the joint. However, the larger amplitudes observed for the Reference and Landmark frames were not mechanically incorrect but resulted of different deviations between the joint rotation axes and the local frames axes. The Functional frame method seems therefore easier

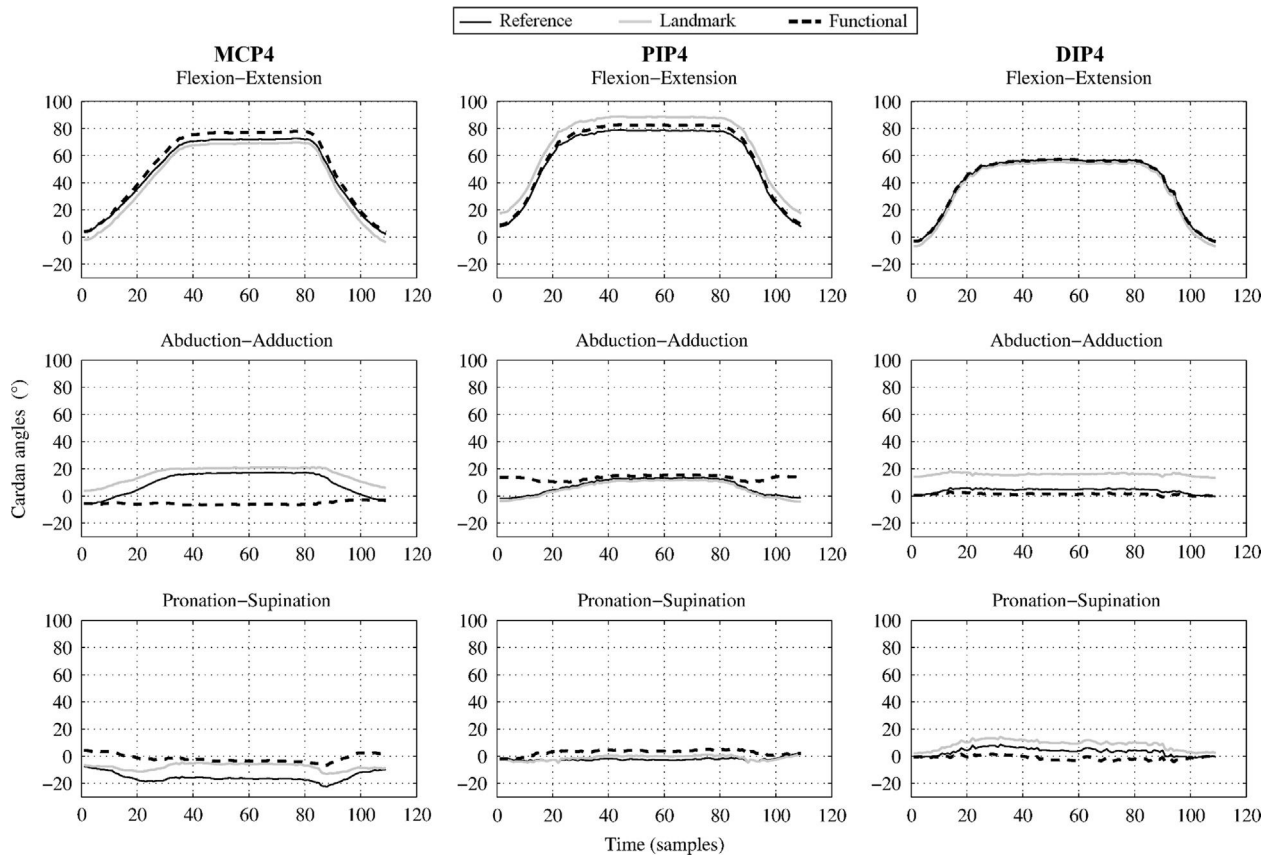


Fig. 3. Representative results of the Cardan angles obtained with the three local frame definitions during the flexion–extension test motion. MCP4, PIP4, DIP4 refers to the ring finger metacarpophalangeal, proximal interphalangeal and distal interphalangeal joints.

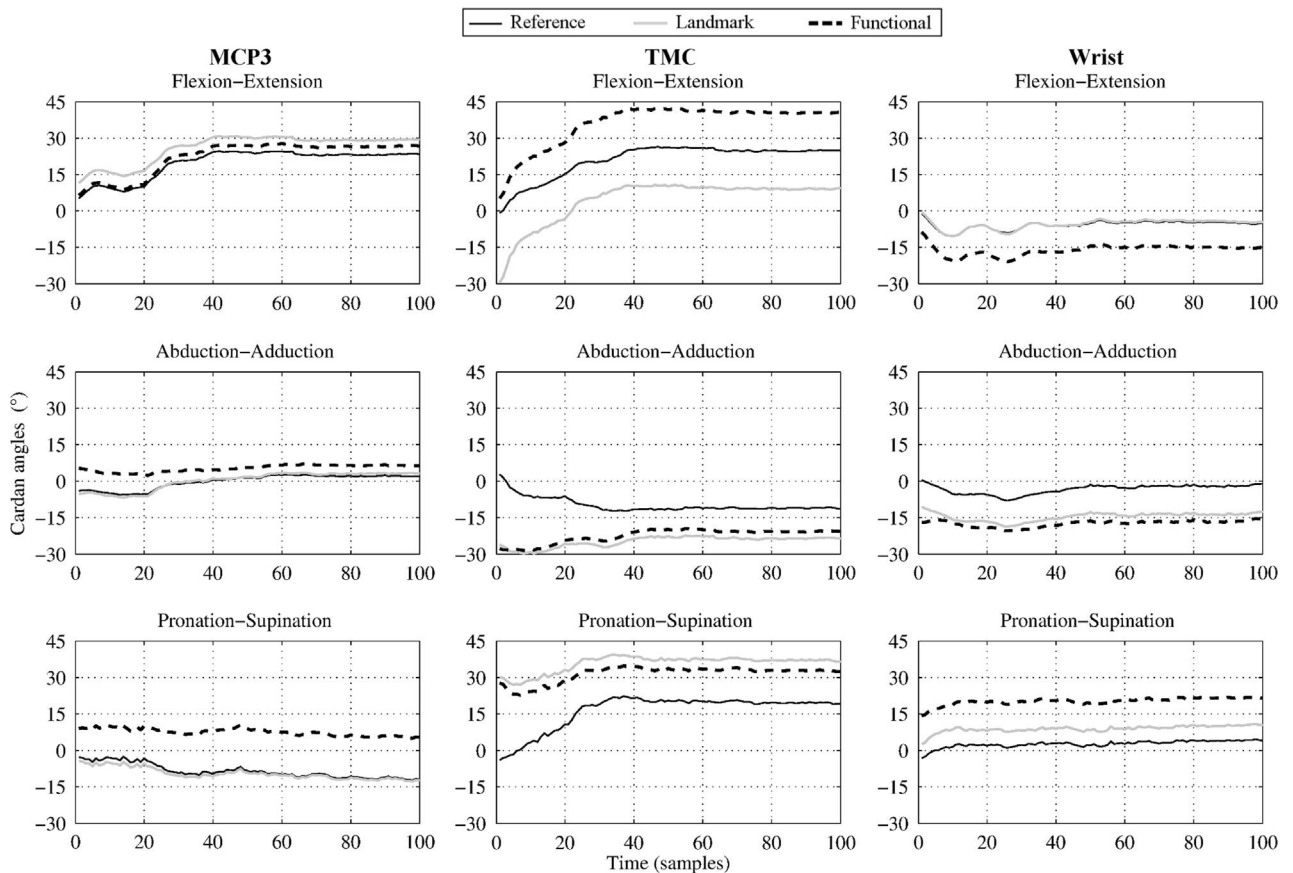


Fig. 4. Representative results of the Cardan angles obtained with the three local frame definitions during the ball-grasping test motion. MCP3 and TMC refer to the middle finger metacarpophalangeal joint and the thumb trapezometacarpal joint. The first 50 frames correspond to the reaching movement and the 50 others to the grasping posture.

applicable for the analysis of complex hand movements involving combined joint rotations and/or multiple fingers such as unscrewing a bottle cap or folding a paper (Rácz et al., 2012).

Compared to long fingers, the deviations between the three local frame definitions for the thumb were particularly large, with axis deviations between two definitions reaching 70° . These high values were due to the particular definition of the Reference frame for the thumb which consisted of rotating the global frame at 35° of abduction. Although the Reference longitudinal (y) axis was similar to the Landmark one (Table 4), the Reference flexion (x) and abduction (z) axes were largely deviated from those of the Landmark and the Functional definitions (Fig. 2 and Table 4). Because of these high deviations, the Reference frames resulted in not physiologically interpretable Cardan angles for all thumb joints (Fig. 4) and are therefore inappropriate to study thumb movements. Therefore, while the Reference frames represent a relatively simple way to investigate finger flexion–extension, when studying hand movements involving the thumb, the Landmark and Functional frames are more appropriate since they provided more physiological results.

The present findings confirmed our hypotheses that each definition results in specific local frame orientations and that the deviations between local axes result in important differences regarding secondary and tertiary Cardan angles. Therefore, care should be taken when choosing a local frame definition and when comparing results of studies using different definitions. For example, segment and joint kinematics are used in inverse musculoskeletal modelling to compute joint torques and muscle moment arms to further estimate muscle forces. In this case, two local frame definitions might therefore result in important differences regarding the estimated muscle load sharing (Valero-Cuevas et al., 2003; Vigouroux et al., 2009). However, the comparison of anatomical (Reference and Landmark definitions) and functional axes did not point out an ideal method for the kinematic analysis of the wrist and fingers. All three methods indeed present specific advantages and drawbacks so that the choice of a definition will depend on the research questions and the protocol possibilities. It should also be noted that, regardless of the chosen definition, care should always be taken when interpreting Cardan angles as neither anatomical nor functional axes represent the “true” axes of rotation of a joint (Piazza and Cavanagh, 2000).

The advantage of the Functional definition was the use of an individualised estimation of the flexion axes which resulted in more physiologically interpretable Cardan angles on the three joint rotations. However, functional axes might be difficult to estimate for persons with compromised joint rotations such as rheumatoid arthritis patients suffering from ulnar deviations (Fig. 5A) or boutonniere deformities (Fig. 5B).

If the kinematic analysis only focuses on finger flexion–extension, our results show that all three methods provide satisfying results. In that case, the Reference method is very easy to implement as only a recording of the marker cluster positions in the neutral posture is needed. Such a setup can be interesting when the protocol must be as short as possible, e.g. when pain is involved. However, the Reference frames are not sensitive to anatomical differences. For instance, patients presenting compromised joint postures might not be able to align their segments in the neutral posture so that the Reference definition will poorly represent the bone orientation (Fig. 5). For similar reasons, the Reference definition was not adapted for tracking thumb motions (discussed above).

The Landmark definition provides a subject-specific and segment-specific estimation of the segment orientation and, contrary to the two other definitions, can be used despite hand deformities (Fig. 5). For these reasons, the use of bony landmarks has been widely recommended as a standard for the kinematic

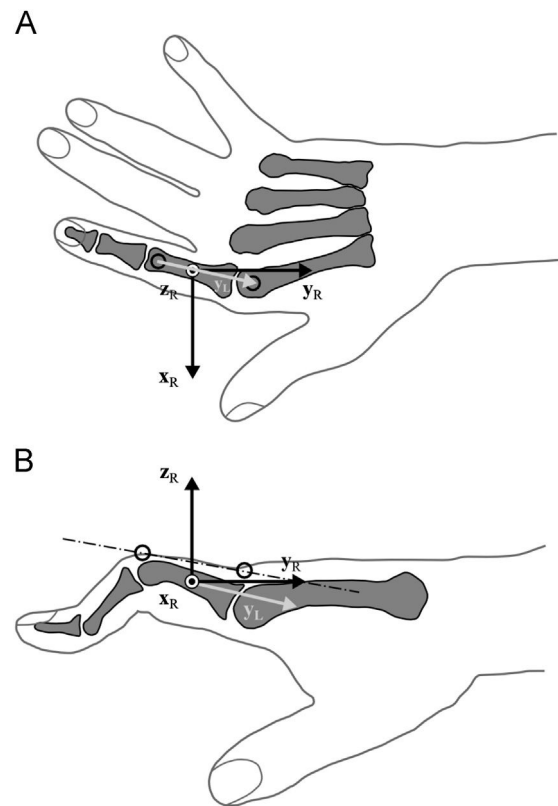


Fig. 5. Illustration of the differences that could be observed between local axes of the proximal phalanx of the index finger computed with different methods for a patient with ulnar deviations (A) and for another with a boutonniere deformity (B). Black vectors (x_R , y_R , z_R) represent the Reference definition and grey vectors (x_L , y_L , z_L) represent the Landmark definition.

analysis of both the upper (Kontaxis et al., 2009; Wu et al., 2005) and lower (Cappozzo et al., 2005; Wu et al., 2002) extremities. The main drawbacks of this definition are the palpation of numerous bony landmarks and, as with the Reference method, a risk for cross-talk misinterpretation.

Several points should be highlighted when considering the findings of this study. For instance, the skin movement artefacts, reaching up to 10 mm for finger segments (Ryu et al., 2006), have not been corrected here and might have different effects on each method. The use of plates equipped with markers might also amplify skin movements due to their own inertia (Leardini et al., 2005), although no significant differences between the kinematics estimated with skin-mounted and plate-mounted markers has yet been proved (Nester et al., 2007). Since more than 50 markers were required to track each segment with three markers, further studies could investigate how the number of markers influences the estimation of finger kinematics in order to optimise experimental procedures. It should also be noted that the functional flexion–extension movements presented here might have included other joint rotations which could influence the direction of estimated axes. Nevertheless, since “pure” uniaxial motions can neither be actively executed nor controlled by external examination, the functional movements were designed to be relatively intuitive and simple tasks while reducing at best other rotations than flexion–extension.

Elaborating standardised kinematic analysis is an important step to improve our knowledge of hand kinematics. In the long-term, the main goal would be to build reference databases, as it has been done for gait analysis, describing healthy finger free movements or grasping tasks. Before that, the local frame definitions tested here should be validated by comparing the results

obtained with each definition using external markers with the real bone movements measured by medical imaging. Overall, designing standardized definitions of local frames should remain a priority since, regardless of the measurement technology employed, their computation will remain a necessary step to track bone movements and estimate joint rotations.

Conflict of interest statement

All authors agree that there is no conflict of interests that could inappropriately influence their work.

Acknowledgement

The present work did not involve any external source of funding.

References

- An, K.N., Chao, E.Y., Cooney III, W.P., Linscheid, R.L., 1979. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *J. Biomech.* 12, 775–788.
- Buchanan, T.S., Moniz, M.J., Dewald, J.P., Zev Rymer, W., 1993. Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an EMG coefficient method. *J. Biomech.* 26, 547–560.
- Buczek, F.L., Sinsel, E.W., Gloekler, D.S., Wimer, B.M., Warren, C.M., Wu, J.Z., 2011. Kinematic performance of a six degree-of-freedom hand model (6DHand) for use in occupational biomechanics. *J. Biomech.* 44, 1805–1809.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry: part 1: theoretical background. *Gait Posture* 21, 186–196.
- Carpinella, I., Mazzoleni, P., Rabuffetti, M., Thorsen, R., Ferrarin, M., 2006. Experimental protocol for the kinematic analysis of the hand: definition and repeatability. *Gait Posture* 23, 445–454.
- Cerveri, P., Lopomo, N., Pedotti, A., Ferrigno, G., 2005. Derivation of centers and axes of rotation for wrist and fingers in a hand kinematic model: methods and reliability results. *Ann. Biomed. Eng.* 33, 402–412.
- Cerveri, P., Momi, E.D., Marchente, M., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R.M.L., Ferrigno, G., 2008. In vivo validation of a realistic kinematic model for the trapezio-metacarpal joint using an optoelectronic system. *Ann. Biomed. Eng.* 36, 1268–1280.
- Cheze, L., Dumas, R., Comtet, J.J., Rumelhart, C., Fayet, M., 2009. A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics. *Comput. Methods Biomech Biomed. Eng.* 12, 277–282.
- Cooney, W., Lucca, M., Chao, E., Linscheid, R., 1981. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *J. Bone Joint Surg., Am.* 63, 1371–1381.
- De Vries, W.H.K., Veeger, H.E.J., Cutti, A.G., Baten, C., van der Helm, F.C.T., 2010. Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems. *J. Biomech.* 43, 1983–1988.
- Ellis, B., Bruton, A., 2002. A study to compare the reliability of composite finger flexion with goniometry for measurement of range of motion in the hand. *Clin. Rehabil.* 16, 562–570.
- Goislard de Monsabert, B., Rossi, J., Berton, E., Vigouroux, L., 2012. Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. *Med. Sci. Sports Exerc.* 44, 1906–1916.
- Kontaxis, A., Cutti, A.G., Johnson, G.R., Veeger, H.E.J., 2009. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clin. Biomech.* 24, 246–253.
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry: part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* 21, 212–225.
- Metcalfe, C.D., Notley, S.V., Chappell, P.H., Burridge, J.H., Yule, V.T., 2008. Validation and application of a computational model for wrist and hand movements using surface markers. *IEEE Trans. Bio-med. Eng.* 55, 1199–1210.
- Miyata, N., Kouchi, M., Kurihara, T., Mochimaru, M., 2004. Modeling of human hand link structure from optical motion capture data, in: 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. Presented at the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings, IEEE, pp. 2129–2135 vol.3.
- Nester, C., Jones, R.K., Liu, A., Howard, D., Lundberg, A., Arndt, A., Lundgren, P., Stacoff, A., Wolf, P., 2007. Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *J. Biomech.* 40, 3412–3423.
- Piazza, S.J., Cavanagh, P.R., 2000. Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *J. Biomech.* 33, 1029–1034.
- Rácz, K., Brown, D., Valero-Cuevas, F.J., 2012. An involuntary stereotypical grasp tendency pervades voluntary dynamic multifinger manipulation. *J. Neurophysiol.* 108, 2896–2911.
- Ryu, J.H., Miyata, N., Kouchi, M., Mochimaru, M., Lee, K.H., 2006. Analysis of skin movement with respect to flexional bone motion using MR images of a hand. *J. Biomech.* 39, 844–852.
- Sancho-Bru, J.L., Pérez-González, A., Vergara-Monedero, M., Giurintano, D., 2001. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *J. Biomech.* 34, 1491–1500.
- Valero-Cuevas, F.J., Johanson, M.E., Towles, J.D., 2003. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *J. Biomech.* 36, 1019–1030.
- Van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., 1996. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *J. Biomech.* 29, 39–52.
- Veeger, H.E.J., Yu, B., An, K.-N., Rozendal, R.H., 1997. Parameters for modeling the upper extremity. *J. Biomech.* 30, 647–652.
- Vigouroux, L., Domalain, M., Berton, E., 2009. Comparison of tendon tensions estimated from two biomechanical models of the thumb. *J. Biomech.* 42, 1772–1777.
- Woltring, H.J., 1990. Data processing and error analysis. in: Proceedings of the Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics. Bertec Corporation, Worthington, OH, pp. 203–237.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J. Biomech.* 35, 543–548.
- Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J.D., Makhssous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981–992.
- Zhang, X., 2003. Determining finger segmental centers of rotation in flexion–extension based on surface marker measurement. *J. Biomech.* 36, 1097–1102.

ANNEXE C – QUESTIONNAIRE DASH

THE

DASH

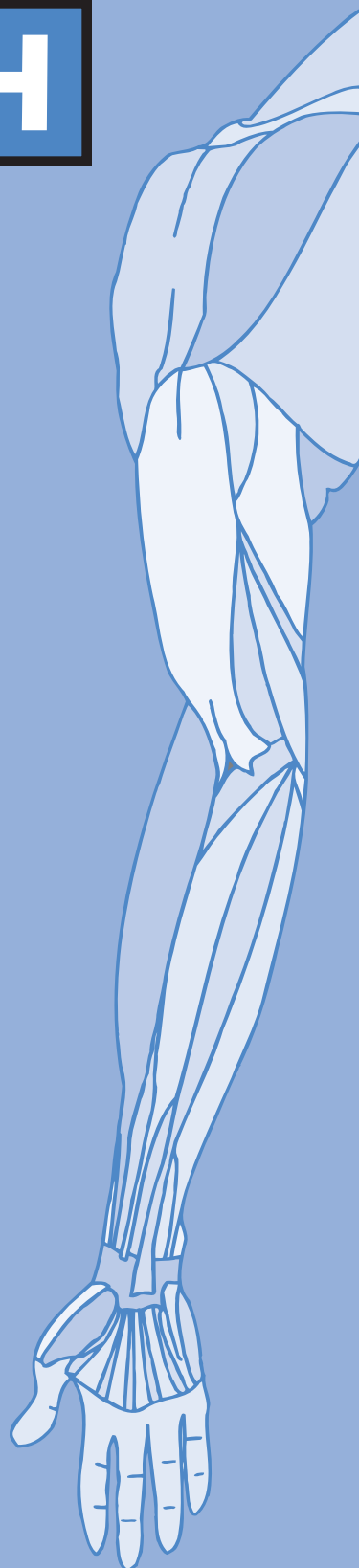
INSTRUCTIONS

This questionnaire asks about your symptoms as well as your ability to perform certain activities.

Please answer *every question*, based on your condition in the last week, by circling the appropriate number.

If you did not have the opportunity to perform an activity in the past week, please make your *best estimate* on which response would be the most accurate.

It doesn't matter which hand or arm you use to perform the activity; please answer based on your ability regardless of how you perform the task.



DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

Please rate your ability to do the following activities in the last week by circling the number below the appropriate response.

	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	UNABLE
1. Open a tight or new jar.	1	2	3	4	5
2. Write.	1	2	3	4	5
3. Turn a key.	1	2	3	4	5
4. Prepare a meal.	1	2	3	4	5
5. Push open a heavy door.	1	2	3	4	5
6. Place an object on a shelf above your head.	1	2	3	4	5
7. Do heavy household chores (e.g., wash walls, wash floors).	1	2	3	4	5
8. Garden or do yard work.	1	2	3	4	5
9. Make a bed.	1	2	3	4	5
10. Carry a shopping bag or briefcase.	1	2	3	4	5
11. Carry a heavy object (over 10 lbs).	1	2	3	4	5
12. Change a lightbulb overhead.	1	2	3	4	5
13. Wash or blow dry your hair.	1	2	3	4	5
14. Wash your back.	1	2	3	4	5
15. Put on a pullover sweater.	1	2	3	4	5
16. Use a knife to cut food.	1	2	3	4	5
17. Recreational activities which require little effort (e.g., cardplaying, knitting, etc.).	1	2	3	4	5
18. Recreational activities in which you take some force or impact through your arm, shoulder or hand (e.g., golf, hammering, tennis, etc.).	1	2	3	4	5
19. Recreational activities in which you move your arm freely (e.g., playing frisbee, badminton, etc.).	1	2	3	4	5
20. Manage transportation needs (getting from one place to another).	1	2	3	4	5
21. Sexual activities.	1	2	3	4	5

DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

	NOT AT ALL	SLIGHTLY	MODERATELY	QUITE A BIT	EXTREMELY
22. During the past week, <i>to what extent</i> has your arm, shoulder or hand problem interfered with your normal social activities with family, friends, neighbours or groups? (circle number)	1	2	3	4	5

	NOT LIMITED AT ALL	SLIGHTLY LIMITED	MODERATELY LIMITED	VERY LIMITED	UNABLE
23. During the past week, were you limited in your work or other regular daily activities as a result of your arm, shoulder or hand problem? (circle number)	1	2	3	4	5

Please rate the severity of the following symptoms in the last week. (circle number)

	NONE	MILD	MODERATE	SEVERE	EXTREME
24. Arm, shoulder or hand pain.	1	2	3	4	5
25. Arm, shoulder or hand pain when you performed any specific activity.	1	2	3	4	5
26. Tingling (pins and needles) in your arm, shoulder or hand.	1	2	3	4	5
27. Weakness in your arm, shoulder or hand.	1	2	3	4	5
28. Stiffness in your arm, shoulder or hand.	1	2	3	4	5

	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	SO MUCH DIFFICULTY THAT I CAN'T SLEEP
29. During the past week, how much difficulty have you had sleeping because of the pain in your arm, shoulder or hand? (circle number)	1	2	3	4	5

	STRONGLY DISAGREE	DISAGREE	NEITHER AGREE NOR DISAGREE	AGREE	STRONGLY AGREE
30. I feel less capable, less confident or less useful because of my arm, shoulder or hand problem. (circle number)	1	2	3	4	5

DASH DISABILITY/SYMPTOM SCORE = $\frac{[(\text{sum of } n \text{ responses}) - 1] \times 25}{n}$, where n is equal to the number of completed responses.

A DASH score may not be calculated if there are greater than 3 missing items.

DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

WORK MODULE (OPTIONAL)

The following questions ask about the impact of your arm, shoulder or hand problem on your ability to work (including home-making if that is your main work role).

Please indicate what your job/work is: _____

I do not work. (You may skip this section.)

Please circle the number that best describes your physical ability in the past week. Did you have any difficulty:

	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	UNABLE
1. using your usual technique for your work?	1	2	3	4	5
2. doing your usual work because of arm, shoulder or hand pain?	1	2	3	4	5
3. doing your work as well as you would like?	1	2	3	4	5
4. spending your usual amount of time doing your work?	1	2	3	4	5

SPORTS/PERFORMING ARTS MODULE (OPTIONAL)

The following questions relate to the impact of your arm, shoulder or hand problem on playing *your musical instrument or sport or both*. If you play more than one sport or instrument (or play both), please answer with respect to that activity which is most important to you.

Please indicate the sport or instrument which is most important to you: _____

I do not play a sport or an instrument. (You may skip this section.)

Please circle the number that best describes your physical ability in the past week. Did you have any difficulty:

	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	UNABLE
1. using your usual technique for playing your instrument or sport?	1	2	3	4	5
2. playing your musical instrument or sport because of arm, shoulder or hand pain?	1	2	3	4	5
3. playing your musical instrument or sport as well as you would like?	1	2	3	4	5
4. spending your usual amount of time practising or playing your instrument or sport?	1	2	3	4	5

SCORING THE OPTIONAL MODULES: Add up assigned values for each response; divide by 4 (number of items); subtract 1; multiply by 25.

An optional module score may not be calculated if there are any missing items.

Individualization of muscle parameters for musculoskeletal modelling of the hand : application to the understanding of osteoarthritis

ABSTRACT : Hand osteoarthritis is a major health concern which causes a progressive destruction of the affected joints. The development of this pathology results in pain and functional impotencies about the fingers which are problematic for everyday life. Unfortunately, the lack of knowledge of hand biomechanics during prehension tasks and, more particularly, the lack of quantification of finger joint loadings prevent a complete understanding of hand osteoarthritis. Consequently, the actual intervention and rehabilitation programs fail to restore prehension capabilities in adequacy with patients' everyday life. Facing these issues, the objective of this doctoral dissertation was to develop the musculoskeletal modelling of the hand to improve the understanding of hand osteoarthritis from a biomechanical point of view. Firstly, a complete model of the hand, including the five fingers and the wrist was developed to estimate all the muscle forces and joint reaction forces during prehension tasks. In combination with the model, an experimental protocol was elaborated to determine kinematic and external force input data for the hand. These methodological tools have then been used to clarify the risk factors of hand osteoarthritis associated to prehension tasks and to specific joints. Secondly, a method has been developed to scale the muscle parameters of the hand musculoskeletal model so that the specificities of the musculature, such as those associated to pathological conditions or ageing, are taken into account. On the basis of maximal voluntary contraction tasks targeting specific muscle groups, this method adjusted the hand model parameters to provide a better representation of the real performances of each individual. These methodological tools have then been applied to the analysis of prehension biomechanics and muscle capacities of two osteoarthritis patients. The data estimated through the model provided a full characterization of the biomechanical adaptations and consequences resulting from the specific affections of each patient. This approach demonstrated that the hand musculoskeletal model and the experimental protocols developed during this work are operational to provide quantified information which helps to understand the risk factors and handicaps associated to hand osteoarthritis. Furthermore, the obtained data represent a concrete interest to elaborate prevention recommendations and rehabilitation programs and to evaluate the outcomes of surgical interventions.

Keywords : Biomechanical modelling, hand, prehension, muscle, osteoarthritis, joint forces.

Individualisation des paramètres musculaires pour la modélisation musculo-squelettique de la main : application à la compréhension de l'arthrose

RESUME : L'arthrose de la main est un problème de santé majeur qui provoque une destruction progressive des articulations. Cette pathologie engendre des douleurs et des impotences fonctionnelles au niveau des doigts qui peuvent être très handicapantes pour la vie quotidienne. Malheureusement, la méconnaissance du fonctionnement biomécanique de la main lors de la préhension et le manque de quantification des chargements articulaires dans les doigts empêchent une compréhension complète de cette pathologie. En conséquence, les programmes d'intervention et de réhabilitation ne permettent actuellement pas de rétablir des fonctions de préhension adéquates aux activités quotidiennes des patients. Face à ces problèmes, l'objectif de ce travail doctoral a été de développer une modélisation musculo-squelettique de la main pour améliorer la compréhension de l'arthrose du point de vue biomécanique. Dans un premier temps, un modèle complet de la main, incluant les cinq doigts et le poignet, a été développé pour estimer l'ensemble des forces musculaires et des forces de contact articulaires durant la préhension. En association avec ce modèle, un protocole expérimental a également été élaboré afin de mesurer des données d'entrées de cinématique et de force externe pour la main entière. Ces outils méthodologiques ont ensuite été mis en œuvre afin de clarifier les risques d'arthrose associés aux types de préhension ainsi que les risques associés aux différentes articulations. Dans un second temps, une méthode d'individualisation des paramètres musculaires du modèle biomécanique de la main a été développée afin que celui-ci prenne en compte les modifications de la musculature résultant de la pathologie, du vieillissement ou d'autres facteurs. A partir de tâches de contraction maximale volontaire ciblant un ou plusieurs groupes musculaires, cette méthode a permis de mettre le modèle de la main à l'échelle des capacités réelles de chaque individu. L'ensemble des méthodes élaborées dans ce travail ont ensuite été appliquées pour analyser la biomécanique de la préhension et les capacités musculaires de deux patientes atteintes d'arthrose de la main. Cette étude a permis de caractériser les adaptations et conséquences biomécaniques de la pathologie au regard des affections spécifiques de chacune de ces patientes. Cette démarche montre que le modèle de la main et les protocoles expérimentaux développés sont opérationnels pour fournir des informations quantifiées qui permettent de mieux comprendre les facteurs de risques et les handicaps associés à l'arthrose. De plus, les données obtenues représentent un intérêt concret pour l'élaboration de consignes de prévention et de programmes de réhabilitation ainsi que pour l'évaluation des interventions chirurgicales.

Mots-clefs : Modélisation biomécanique, main, préhension, muscle, arthrose, forces articulaires.